

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES.....	3
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale.....	3
1.1.1 Système osseux	3
1.1.2 Système articulaire du rachis	7
1.1.3 Système nerveux du rachis.....	8
1.1.3.1 La moelle épinière.....	9
1.1.3.2 Les nerfs rachidiens	11
1.2 Propriétés de la moelle épinière.....	12
1.2.1 Propriétés géométriques de la moelle épinière	12
1.2.2 Propriétés mécaniques de la moelle épinière	15
1.2.2.1 Propriétés en tension	16
1.2.2.2 Propriétés en compression transverse	18
1.3 Fractures vertébrales comminutives	21
1.3.1 Classification des traumatismes.....	21
1.3.2 Épidémiologie de la FVC.....	23
1.3.3 Biomécanique de la FVC	24
1.3.4 Caractéristiques cliniques de la FVC.....	25
1.3.5 Études de la FVC	26
1.4 Mesure de l'occlusion du canal rachidien.....	28
1.5 Substituts de moelle épinière	36
1.5.1 Substituts de moelle épinière mécaniquement fidèles	36
1.5.2 Substituts de moelle épinière mesurant les déformations de la moelle	40
1.6 Résumé de la revue de littérature.....	42
CHAPITRE 2 PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS	45
2.1 Problématique	45
2.2 Objectifs.....	46
2.3 Approche méthodologique.....	46
CHAPITRE 3 CAHIER DES CHARGES	49
3.1 Clients, marché et contraintes	49
3.2 Description des attributs et spécifications techniques	50
3.3 Priorisation des spécifications techniques	59
3.4 Diagramme de Pareto.....	64
3.5 Barème	65
CHAPITRE 4 CONCEPTION DU SUBSTITUT DE MOELLE ÉPINIÈRE INSTRUMENTÉ	67
4.1 Sélection du matériau.....	67

4.1.1	Processus de sélection.....	67
4.1.2	Caractérisation mécanique du matériau Soma Foama 15	70
	4.1.2.1 Matériels et méthodes	70
	4.1.2.2 Résultats et interprétations.....	72
4.1.3	Conclusion	76
4.2	Sélection de la technique de mesure	77
4.2.1	Concepts.....	77
	4.2.1.1 Capteur résistif.....	77
	4.2.1.2 Capteur inductif	78
	4.2.1.3 Capteur optique.....	79
	4.2.1.4 Capteurs capacitifs.....	80
4.2.2	Évaluation des concepts.....	81
4.2.3	Conclusion	85
4.3	Conception, fabrication et évaluation de prototypes fonctionnels de SMEI	86
4.3.1	Conception des prototypes de SMEI.....	86
4.3.2	Méthode d'évaluation des prototypes de SMEI.....	87
4.3.3	Résultats de l'évaluation des prototypes.....	89
4.4	Conception et fabrication finales du SMEI.....	91
CHAPITRE 5 METHODE D'EVALUATION DE PERFORMANCE DU SUBSITUT DE MOELLE EPINIÈRE INSTRUMENTÉ		95
5.1	Description du banc d'essai	95
5.2	Protocole de test.....	97
5.2.1	Étalonnage.....	97
5.2.2	Test de validation.....	98
5.2.3	Autres tests d'évaluation des spécifications techniques restantes du cahier des charges	100
	5.2.3.1 Test de rapidité.....	100
	5.2.3.2 Test de répétabilité et de reproductibilité.....	101
	5.2.3.3 Test mécanique	101
5.3	Analyse des données.....	102
5.3.1	Étalonnage.....	103
5.3.2	Validation.....	104
5.3.3	Rapidité.....	104
5.3.4	Reproductibilité et répétabilité.....	105
CHAPITRE 6 RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION DE PERFORMANCE DU SUBSITUT DE MOELLE EPINIÈRE		107
6.1	Étalonnage.....	107
6.2	Validation.....	110
6.3	Détermination des spécifications techniques du cahier des charges.....	112
6.3.1	Écart de mesure $\Delta m_{\text{répet}}$	113
6.3.2	Temps de réponse à 5 %	114
6.3.3	ICC.....	116

6.3.4	Ratios géométriques, nombre de composants du capteur et de la chaîne de mesure	118
6.3.5	Écart de mesure Δm_{repro}	119
6.4	Évaluation des performances du SMEI.....	119
CHAPITRE 7 DISCUSSION		123
7.1	Discussion sur les résultats	123
7.1.1	Étalonnage et validation.....	124
7.1.2	Performance du SMEI par rapport au cahier des charges.....	127
7.2	Limites méthodologiques de l'étude.....	133
7.3	Importance et portée du travail	136
CONCLUSION.....		139
RECOMMANDATIONS		141
ANNEXE I	PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DES MOUSSES D'ÉLASTOMÈRE FOURNIES PAR LES FABRICANTS	143
ANNEXE II	DÉTAILS TECHNIQUES DU MATÉRIAU LINQSTAT	145
ANNEXE III	DÉTERMINATION DES SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES NON PRISES EN COMPTE DANS L'ÉVALUATION DES PERFORMANCES DE LA SOLUTION FINALE.....	147
LISTES DES RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES		149

LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 1.1	Résumé des résultats de caractérisation géométrique de la moelle épinière.....	14
Tableau 1.2	Synthèse des résultats de caractérisation mécanique de la moelle épinière en tension	18
Tableau 1.3	Récapitulatif des caractéristiques des techniques de mesure du canal rachidien développées.....	35
Tableau 1.4	Résumé des propriétés visées pour le substitut de moelle épinière développé par Gail Reed (2005)	38
Tableau 1.5	Propriétés mécaniques du matériau QMskin30 et de la moelle épinière porcine en compression à différents taux de déformations.....	39
Tableau 3.1	Tableau récapitulatif des attributs et spécifications techniques.....	59
Tableau 3.2	Explications des interactions entre attributs et spécifications techniques dans la MDQ.....	62
Tableau 3.3	Spécifications techniques triées selon leur importance relative	63
Tableau 3.4	Barème	66
Tableau 4.1	Listes des avantages et inconvénients pour chaque préconcept.....	83
Tableau 4.2	Matrice de Pugh	84
Tableau 4.3	Résultats des tests d'évaluation des prototypes	90
Tableau 6.1	Évaluation des performances du SMEI.....	120
Tableau AI.1	Tableau de comparaison des propriétés mécaniques de la moelle épinière et des mousses d'élastomère présélectionnées.....	144

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Structure osseuse de la colonne vertébrale	4
Figure 1.2	(a) Structure osseuse du rachis cervical supérieur. (b) Vertèbre cervicale en vue supérieure	5
Figure 1.3	Vertèbre thoracique (a) en vue supérieure. (b) en vue latérale.	6
Figure 1.4	Vertèbre lombaire en vue supérieure.	6
Figure 1.5	Structure osseuse du sacrum et du coccyx (a) en vue antérieure (b) en coupe sagittale médiane	7
Figure 1.6	Vue latérale gauche (résection partielle dans le plan médian).....	8
Figure 1.7	Coupe transverse de la moelle épinière et répartition des fibres ascendantes ou descendante.....	10
Figure 1.8	Vue postérieure de la moelle épinière et des méninges	10
Figure 1.9	Vue antérieure de la moelle épinière après résection des membranes.....	12
Figure 1.10	Coupe transverse de la moelle épinière à la vertèbre C5	13
Figure 1.11	Synthèse de courbes contraintes-déformations de la moelle épinière en tension.....	17
Figure 1.12	Courbes de relaxation de contraintes de la moelle épinière humaine <i>post-mortem</i> en tension.....	17
Figure 1.13	Synthèse des courbes contraintes-déformation de la moelle épinière porcine en compression transverse selon le taux de déformation et le segment vertébral	20
Figure 1.14	Classification de Magerl	23
Figure 1.15	Patrons des FVC	25
Figure 1.16	Représentation schématique du système de mesure de l'occlusion du canal rachidien développé par Chang et al. (1994).....	29
Figure 1.17	Représentation schématique du système de mesure de l'occlusion du canal rachidien développé par Raynak et al. (1998).....	31

Figure 1.18	Représentation schématique du système de mesure de l'occlusion du canal rachidien développée par Panjabi et al. (1995) : (a) Disposition des jauges de déformation sur les bandes d'acier (b) Vue d'ensemble du système.....	32
Figure 1.19	Représentation schématique du système de mesure de l'occlusion du canal rachidien développée par Wilcox et al. (2002).....	33
Figure 1.20	Images de l'occlusion du canal, issues du dispositif de Wilcox et al. (2002).....	33
Figure 1.21	Courbe contraintes-déformations en tension (a) de la moelle épinière (b) du substitut de moelle épinière.....	37
Figure 1.22	Photo du substitut de moelle épinière composé de marqueurs noirs servant à mesurer sa déformation	40
Figure 1.23	Images rayon X du substitut de moelle épinière radio-opaque développée par Saari et al. (2011).....	41
Figure 2.1	Approche méthodologique.....	47
Figure 3.1	Représentation schématique pour définir le taux de compression (TC) de la moelle épinière	51
Figure 3.2	Définition de l'écart de mesure maximal Δm_{repet}	52
Figure 3.3	Définition du temps de réponse à 5%	53
Figure 3.4	Courbes contraintes-déformations moyennes de la moelle épinière porcine à différents taux de déformations.....	55
Figure 3.5	Définition des paramètres a et b.....	56
Figure 3.6	Répartition des zones de la MDQ.....	60
Figure 3.7	Maison de la qualité	61
Figure 3.8	Diagramme de Pareto.....	65
Figure 4.1	(a) Schéma du processus de sélection des matériaux (b) Représentation des critères de tri sur la courbe contraintes-déformations de la moelle épinière porcine.....	68
Figure 4.2	(a) Moule ABS utilisé pour produire les échantillons de moelle (b) Montage de caractérisation mécanique.....	72

Figure 4.3	Courbes contraintes déformations de la mousse de silicone Soma Foama 15 à différentes concentration	74
Figure 4.4	Courbes contraintes déformations en compression pure pour 3 densités de mousse de silicone différentes.	75
Figure 4.5	Comparaison des courbes contraintes déformation en chargement de la moelle épinière porcine et de la mousse de silicone Soma Foama 15	76
Figure 4.6	Concepts de capteurs résistifs a) intégration d'éléments résistifs dans la mousse de silicone (Préconcept A) ; b) mousse de silicone rendue conductrice (Préconcept B).....	78
Figure 4.7	Concept de capteurs inductifs	79
Figure 4.8	Concepts concernant la technologie capacitive	81
Figure 4.9	Représentation schématique d'un condensateur plan	81
Figure 4.10	(a) Support du filament (b) Représentation schématique du montage utilisé.....	88
Figure 4.11	(a) Plaques de compression (b) Représentation schématique du montage.....	88
Figure 4.12	Conception finale du SMEI	92
Figure 4.13	(a) Découpe des filaments de polymère (b) Insertion du filament au centre de la mousse de silicone (c) Moulage final du SMEI	93
Figure 4.14	(a) Géométrie du SMEI (b) Photo du SMEI.....	93
Figure 5.1	Banc d'essai pour l'évaluation du SMEI	96
Figure 5.2	(a) Schéma du banc d'essai (b) Photo du plateau de compression	97
Figure 5.3	Déplacement de l'impacteur en fonction du temps pendant le test de validation.....	99
Figure 5.4	Évolution de l'occlusion du canal rachidien lors de la reproduction d'une FVC.....	99
Figure 5.5	Déplacement de l'impacteur en fonction du temps pendant le test de rapidité	101
Figure 5.6	Schéma explicatif du calcul du taux de compression	102

Figure 5.7	Représentation schématique de la déformation du filament de polymère lors d'une compression transverse.....	103
Figure 6.1	Courbe d'étalonnage quasi-statique ($0,5s^{-1}$) de 0 à 90% de compression du SMEI.....	107
Figure 6.2	Courbe d'étalonnage quasi-statique ($0,5s^{-1}$) de 0 à 30% de compression du SMEI.....	108
Figure 6.3	Allongement relatif du filament en fonction du TC approximé avec le théorème de Pythagore.....	109
Figure 6.4	Évolutions de la compression mesurée par le SMEI et de celle imposée par l'impacteur en fonction du temps lors du test de validation.....	110
Figure 6.5	Évolution de la variation de résistance en fonction du temps lors du maintien de la compression à 50%.....	112
Figure 6.6	Variation de la résistance en fonction du TC pour différents étalonnage lors de l'essai de répétabilité de 0 à 90%.....	113
Figure 6.7	Variation de la résistance en fonction du TC pour différents étalonnage lors de l'essai de répétabilité de 0 à 75%.....	114
Figure 6.8	Évolutions de la compression imposée par l'impacteur, de la compression mesurée par le SMEI et de la résistance en fonction du temps lors du test de rapidité	115
Figure 6.9	Courbe contraintes-déformations du substitut de moelle épinière instrumenté et non-instrumenté.....	116
Figure 6.10	Courbes contraintes-déformations à différents taux de déformation de la moelle épinière porcine et du SMEI	118
Figure 6.11	Variation de la résistance du filament en fonction du TC pour le test de reproductibilité	119
Figure AI.1	Exemple de courbes contraintes déformations des mousses d'élastomère selon la norme ASTM D1056 par Saint-Gobain.....	143
Figure AI.2	Exemple de tableaux indiquant les propriétés des mousses d'élastomère selon la norme ASTM D1056 par Rogers.....	143

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AMD	Analyse mécanique dynamique
C	Vertèbre cervicale
ET	Écart type
F	Force
FVC	Fracture Vertébrale Comminutive
ICC	Coefficient de corrélation intra classe (<i>Intraclass correlation coefficient</i>)
IRM	Imagerie par résonance magnétique
L	Vertèbre lombaire
LCR	Liquide céphalorachidien
MDQ	Maison de la qualité
R	Résistance
S	Vertèbre sacrée
SMEI	Substitut de moelle épinière instrumenté
T	Vertèbre thoracique
TC	Taux de compression
TDM	Tomodensitométrie
ØT	Diamètre transverse de la moelle épinière
ØAP	Diamètre antéropostérieur de la moelle épinière

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

''	Pouce
m	mètre
mm	millimètre
s	seconde
MPa	MégaPascal
kg	kilogramme
kPa	kiloPascal
\$	Dollar canadien
Ω	Ohms
k Ω	kiloOhms
σ	Contraintes mécanique
ϵ	Allongement / Déformation
Hz	Hertz
%	Pourcentage

INTRODUCTION

Les blessures à la colonne vertébrale affectent une partie conséquente de la population avec une incidence annuelle de 10 à 60 cas par million d'habitant selon le pays (A. Singh, Tetreault, Kalsi-Ryan, Nouri, & Fehlings, 2014). La prise en charge des blessés vertébraux nécessite un fort investissement du système de santé aux niveaux matériel, humain et financier (Krueger, Noonan, Trenaman, Joshi, & Rivers, 2013). Dans 25% des cas, ces blessures vertébrales provoquent des blessures à la moelle épinière, aussi appelées blessures médullaires, qui peuvent induire des dysfonctionnements neurologiques graves tels que des déficits moteurs et sensitifs (Leucht, Fischer, Muhr, & Mueller, 2009). La compréhension fine des mécanismes de blessures vertébrales est donc essentielle pour l'amélioration de la prise en charge des blessés médullaires et leur traitement.

La compression axiale est le mécanisme lésionnel le plus fréquemment observé lors de blessures vertébrales, se produisant dans 55 à 66% des cas selon les études (Magerl, Aebi, Gertzbein, Harms, & Nazarian, 1994; Pickett, Campos-Benitez, Keller, & Duggal, 2006). La fracture vertébrale en compression la plus souvent rencontrée est la fracture comminutive. Elle consiste en l'éclatement du corps vertébral et en la rétropulsion d'un fragment osseux dans le canal rachidien, venant ainsi comprimer la moelle épinière.

Bien qu'il soit généralement reconnu que le taux de compression de la moelle épinière joue un rôle important sur les séquelles neurologiques à long terme (Kearney, Ridella, Viano, & Anderson, 1988), la relation entre le patron de fracture observé à l'imagerie suite à l'accident et la blessure médullaire est encore mal comprise (Boisclair, 2012; Oakland, Hall, Wilcox, & Barton, 2006; Wilcox et al., 2004). En effet, il est très difficile de connaître le taux de compression de la moelle épinière au moment de l'accident, ce qui limite la capacité des chirurgiens à prédire la récupération post-traumatique.

Des essais *in vitro* visant à reproduire des fractures vertébrales comminutives ont donc été effectuées afin de relier les conditions de chargement appliquées à la colonne vertébrale aux

déformations subies par la moelle épinière durant la fracture (Raynak, Nuckley, Tencer, & Ching, 1998; Wilcox et al., 2002). Dans ces essais, l'interaction entre la colonne vertébrale et la moelle épinière a été obtenue en mesurant l'occlusion du canal rachidien, ce qui fournit une mesure limitée de la compression réelle de la moelle. À l'heure actuelle, il n'existe donc pas de moyen de mesurer directement et rapidement les déformations subies par la moelle épinière au moment de la fracture.

Ce projet vise à concevoir et caractériser un substitut de moelle épinière possédant des propriétés géométriques et mécaniques se rapprochant au maximum de celles de la moelle épinière. Le substitut devra également fournir une mesure de sa compression transverse en temps réel.

Ce mémoire est divisé en 7 chapitres. Le premier chapitre présente une revue de la littérature portant sur l'anatomie et les propriétés de la moelle épinière, la fracture vertébrale comminutive, les techniques de mesures de déformation de la moelle épinière et les substituts de moelle épinière. Le deuxième chapitre présente la problématique et les objectifs du mémoire. Le cahier des charges est décrit dans le troisième chapitre. Le processus de conception, qui inclut la recherche et le choix du concept final, fait l'objet du quatrième chapitre. Le cinquième chapitre présente les méthodes de fabrication et d'évaluation du prototype alors que le chapitre six présente les résultats. Enfin, le septième chapitre discute des méthodes et résultats obtenus dans les chapitres précédents, tout en présentant les limitations de l'étude.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale (ou rachis) est une structure axiale essentielle du squelette humain reliant la base du crâne au bassin. Elle est constituée d'une succession de 32 à 34 structures osseuses (les vertèbres) reliées par un ensemble de tissus mous (ligaments, disques intervertébraux et muscles). Ses fonctions sont principalement de protéger la moelle épinière des traumatismes, d'assurer la transmission des efforts entre la tête et le bassin et de permettre la mobilité de l'ensemble du tronc (Netter, 2011).

1.1.1 Système osseux

Le rachis peut se diviser en 5 segments : le rachis cervical (au niveau du cou), le rachis thoracique (au niveau de la poitrine), le rachis lombaire (au niveau du bas du dos), le sacrum (au niveau du pelvis) et le coccyx (Figure 1.1).

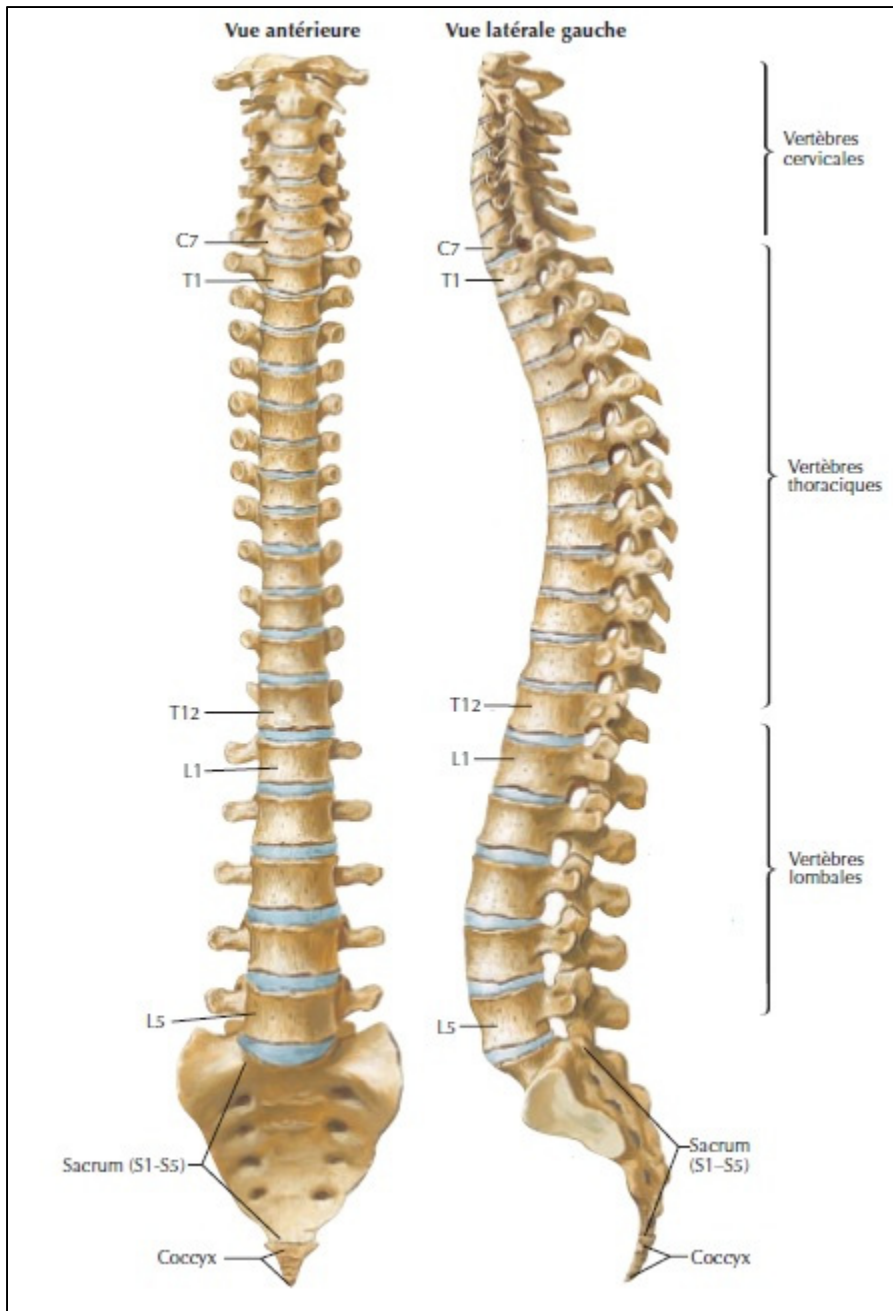


Figure 1.1 Structure osseuse de la colonne vertébrale
Adaptée de Netter (2011, planche 150)

Le rachis cervical est composé de 7 vertèbres (C1 à C7). Il possède deux régions distinctes : le rachis cervical supérieur (C1-C2) et le rachis cervical inférieur (C3-C7). Le rachis cervical supérieur a deux vertèbres particulières : l'atlas (C1), de forme circulaire, qui supporte le crâne

et l'axis (C2), qui possède un processus odontoïde (dent) permettant une rotation axiale plus importante entre ces deux vertèbres. Le rachis cervical inférieur (C3-C7) possède une géométrie de vertèbre classique, composée d'un corps vertébral et d'un arc postérieur. Le rachis cervical est la partie de la colonne vertébrale possédant la plus grande mobilité (flexion-extension, flexion latérale et rotation axiale) (Figure 1.2).

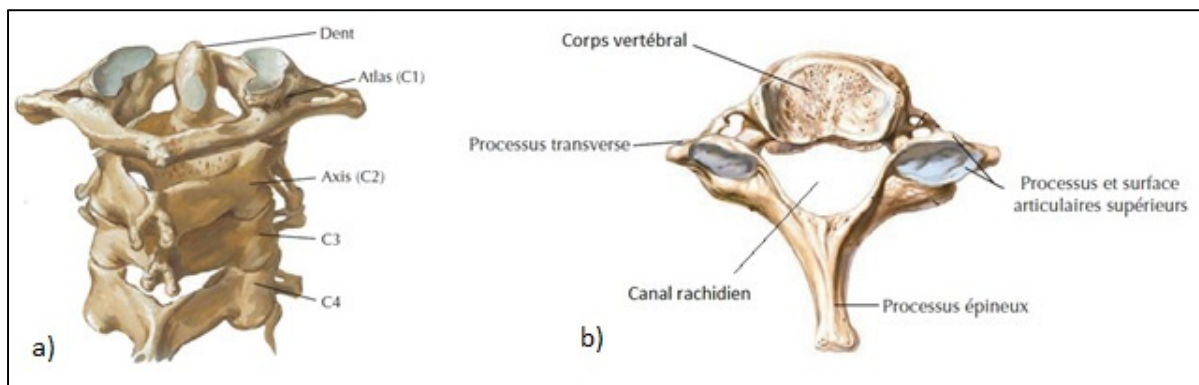


Figure 1.2 (a) Structure osseuse du rachis cervical supérieur. (b) Vertèbre cervicale en vue supérieure

Adaptée de Netter (2011, planches 19 et 20)

Le rachis thoracique comprend 12 vertèbres (T1 à T12). Il est plus stable et résistant que le rachis cervical grâce à la forme typique de ses vertèbres (Figure 1.3). Les vertèbres thoraciques possèdent de long et nombreux reliefs osseux, les processus, qui les relient aux structures osseuses environnantes (côtes, vertèbre inférieure, vertèbre supérieure...) par le biais des fossettes.



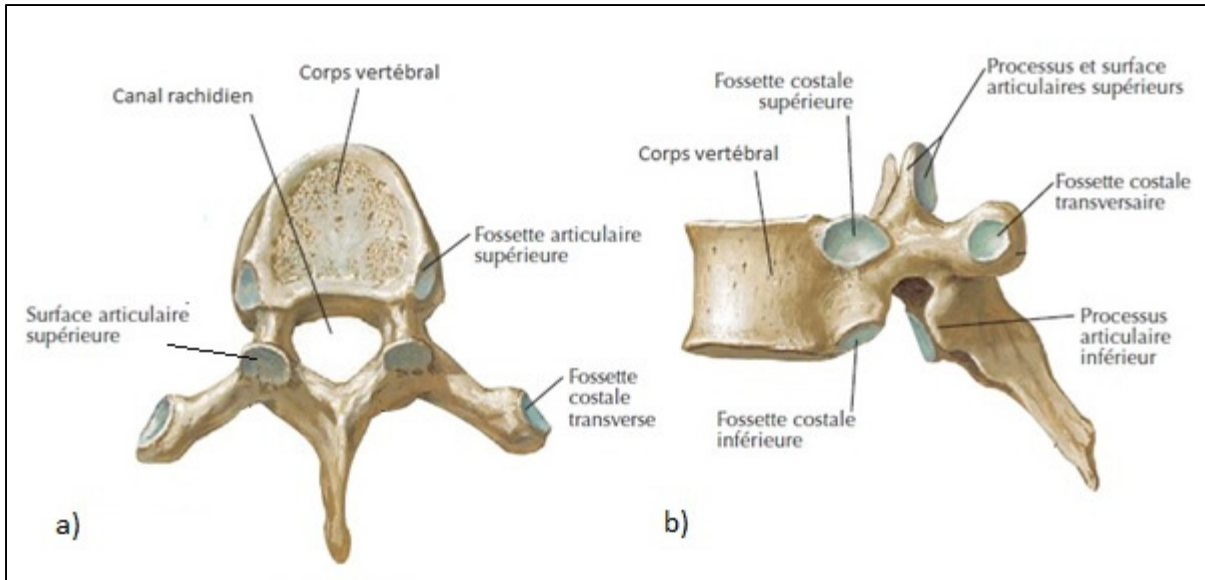


Figure 1.3 Vertèbre thoracique (a) en vue supérieure. (b) en vue latérale

Adaptée de Netter (2011, planche 151)

Le rachis lombaire possède 5 vertèbres (L1 à L5). Ce sont les vertèbres les plus robustes et elles autorisent un mouvement conséquent en flexion-extension (Figure 1.4). Elles sont entre autres caractérisées par la présence de reliefs osseux massifs et trapus.

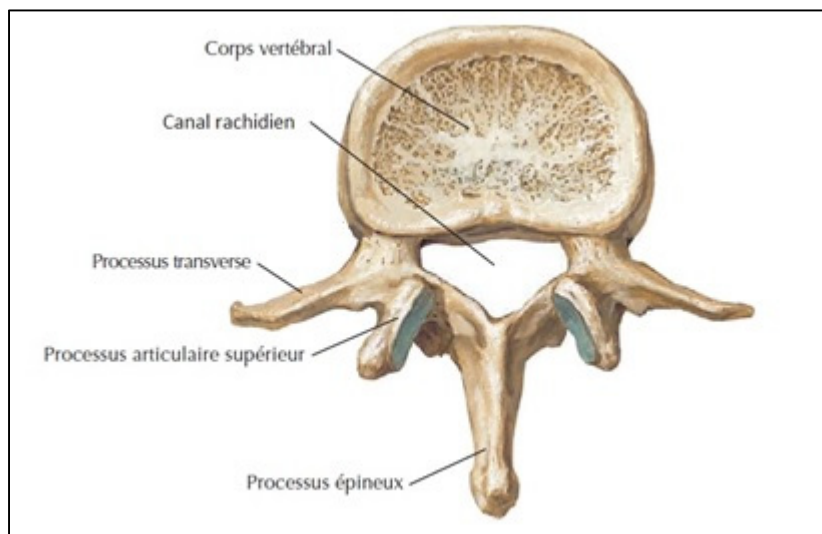


Figure 1.4 Vertèbre lombaire en vue supérieure

Adaptée de Netter (2011, planche 152)

Le sacrum est situé en dessous du bassin et comprend 5 vertèbres soudées (S1 à S5) (Figure 1.5). Le coccyx est situé sous le sacrum, à l'extrémité caudale du rachis, et est composé de 3 à 5 vertèbres. Une particularité des os formant le coccyx est l'absence de trous pour le passage des nerfs. Les régions lombaire, thoracique et cervicale assurent la mobilité du tronc et de la tête, alors que le coccyx et le sacrum forment une entité fusionnée dont la mobilité est faible.

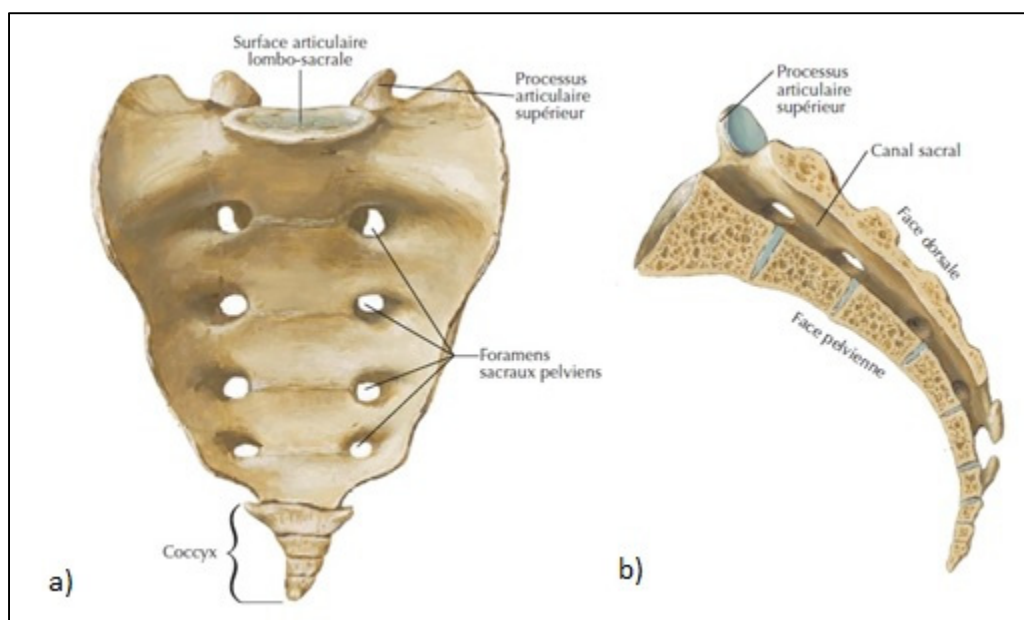


Figure 1.5 Structure osseuse du sacrum et du coccyx (a) en vue antérieure (b) en coupe sagittale médiane

Adaptée de Netter (2011, planche 154)

1.1.2 Système artulaire du rachis

Chaque vertèbre s'articule avec la vertèbre sus- et sous-jacente (sauf l'atlas et les vertèbres coccygiennes). Ce segment artulaire rachidien se compose de trois structures (Figure 1.6) :

- le complexe disco-corporéal (ou disco-somatique) formé du disque intervertébral et du corps vertébral ;
- les deux articulations inter-apophysaires postérieures.

Cependant, la solidité et la stabilité de la colonne vertébrale sont principalement assurées par un ensemble de ligaments et de muscles rachidiens positionnés de manière antagoniste au mouvement. Le rachis est également le lieu d'ancrage d'une majorité de muscles responsables de la posture et du mouvement de la tête et du tronc. Ainsi, on parle souvent de système musculo-articulaire du rachis.

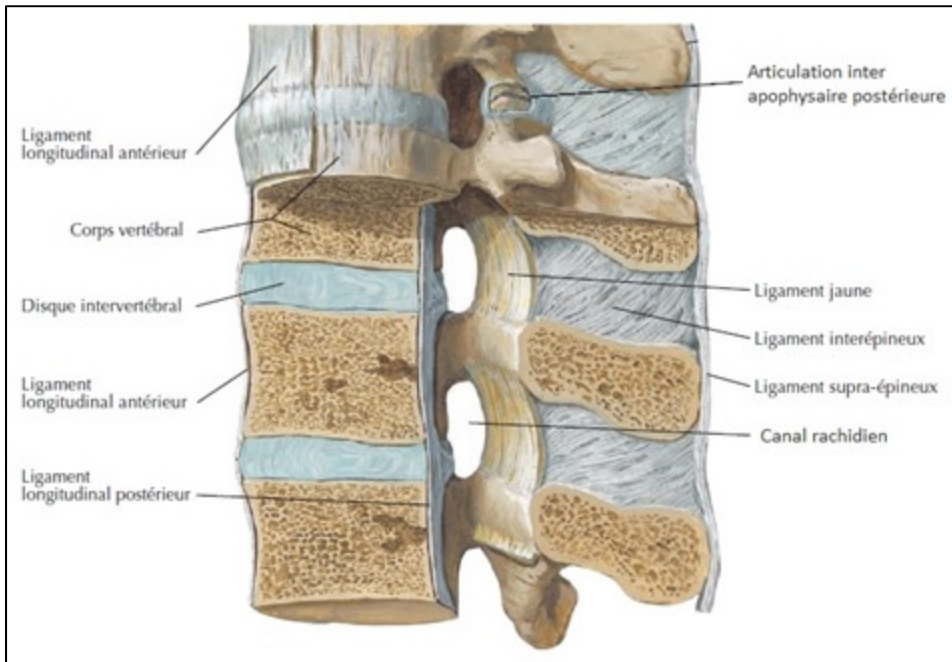


Figure 1.6 Vue latérale gauche (résection partielle dans le plan médian)

Adaptée de Netter (2011, planche 156)

1.1.3 Système nerveux du rachis

Le système nerveux du rachis est la structure anatomique d'intérêt de cette revue des connaissances. Son anatomie descriptive et fonctionnelle est donc abordée avec une plus grande précision. Le système nerveux du rachis peut se diviser en deux parties. En effet, le rachis est le siège de la liaison du système nerveux central (la moelle épinière) avec le système nerveux périphérique (les nerfs rachidiens). Ces parties distinctes du système nerveux du rachis vont être abordées séparément.

1.1.3.1 La moelle épinière

La moelle épinière est le prolongement de l'encéphale et commence directement après le trou occipital. Comme ce dernier, elle fait partie du système nerveux central qui constitue le centre d'analyse et d'interprétation des informations sensorielles donnant des commandes motrices au reste du corps. La moelle épinière est située à l'intérieur du canal rachidien, mais ne l'occupe pas sur toute sa longueur. Elle se termine environ au niveau de la première vertèbre lombaire (L1). Son rôle principal est d'assurer la transmission des signaux électriques entre l'encéphale et les différentes parties du corps. Cependant, la moelle épinière contient également des circuits neuronaux indépendants qui contrôlent certains réflexes. La moelle épinière possède une forme cylindrique et aplatie sur les faces postérieures et antérieures. Sa forme géométrique est complexe et dépendante de chaque individu (Fradet, Arnoux, Ranjeva, Petit, & Callot, 2014; Kameyama, Hashizume, & Sobue, 1996; Ko, Park, Shin, & Baek, 2004).

La moelle épinière possède une structure interne organisée (Figure 1.7). Cette structure interne est constituée de deux substances :

- une substance grise, au centre, principalement constituée des corps cellulaires des cellules nerveuses (neurones). Elle possède une forme de papillon sur une coupe transversale;
- une substance blanche, à l'extérieur, constituée d'axones (prolongement des neurones). Elle est donc essentiellement composée de fibres qui forment des canaux. On distingue les canaux sensitifs et ascendants et les canaux moteurs et descendants. Cette distinction est importante en traumatologie, car les conséquences neurologiques d'une lésion vont varier en fonction de la zone touchée.

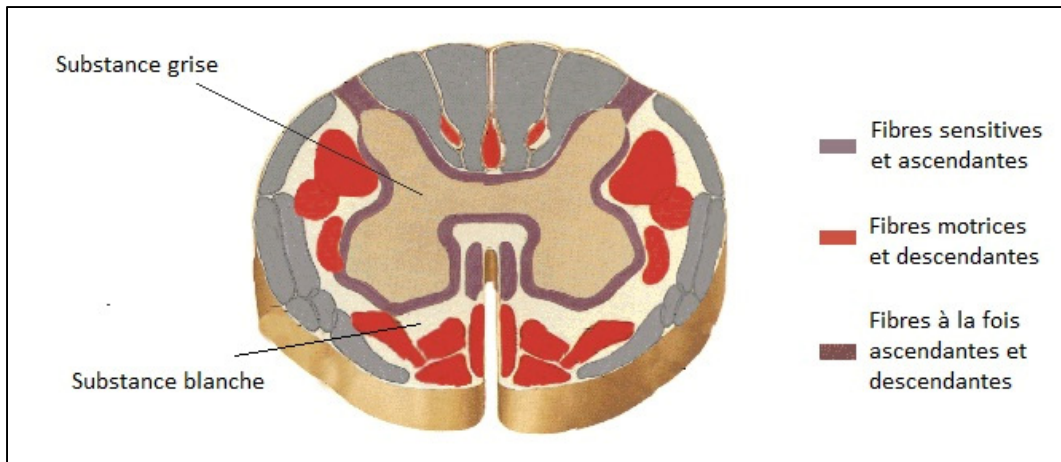


Figure 1.7 Coupe transverse de la moelle épinière et répartition des fibres ascendantes ou descendante

Adaptée de Netter (2006)

La moelle épinière possède également une structure externe dont le rôle principal est de protéger la substance grise et la substance blanche (Figure 1.8). Cette structure est composée de trois couches de tissus appelées méninges : la dure-mère (couche externe épaisse), l'arachnoïde (membrane intermédiaire mince) et la pie-mère (membrane interne mince).

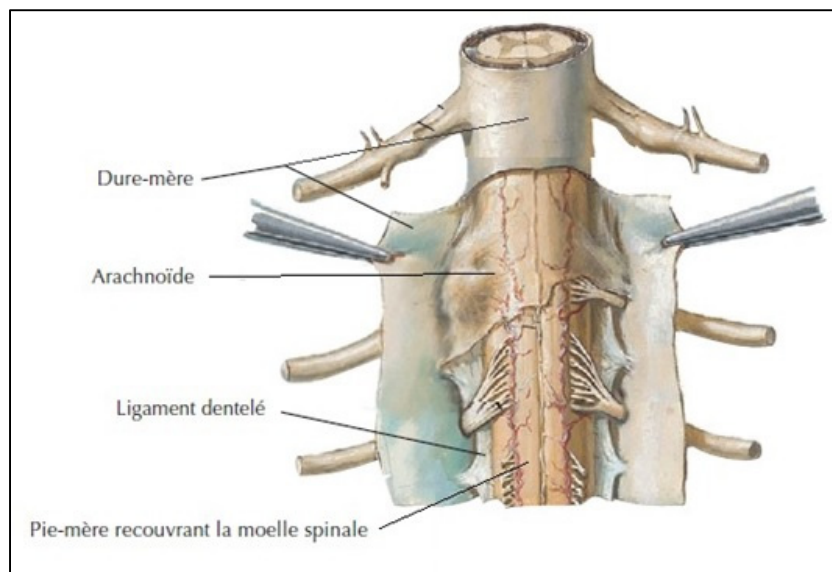


Figure 1.8 Vue postérieure de la moelle épinière et des méninges

Adaptée de Netter (2011, planche 162)

Enfin, toujours dans le but de protéger la moelle épinière (Hall, Oakland, Wilcox, & Barton, 2006; Jones, Kroeker, Cripton, & Hall, 2008), un fluide, appelé liquide céphalorachidien (LCR), est situé dans le canal rachidien et entoure la moelle épinière. C'est un liquide clair et aqueux qui transporte les éléments nutritifs du sang au système nerveux central et qui en élimine les déchets. Le LCR circule dans l'espace sous-arachnoïdien situé entre l'arachnoïde et la pie-mère. Il existe une dernière particularité anatomique dans le canal rachidien, l'espace épidual. L'espace épidual est localisé entre la dure-mère et la paroi du canal rachidien.

1.1.3.2 Les nerfs rachidiens

Les nerfs rachidiens (ou spinaux) sont rattachés à la moelle épinière en passant entre chaque vertèbre (Figure 1.9). Au total, 31 paires de nerfs rachidiens émergent de la moelle épinière. En fonction du niveau vertébral, les nerfs rachidiens transmettent des informations à des parties spécifiques du corps humain. Par exemple, les régions sacrée et lombaire permettent le mouvement et la sensibilité des membres inférieurs, alors que la région cervicale contrôle ceux des membres supérieurs.

Ces 31 paires de nerfs rachidiens permettent de décomposer la moelle épinière en 31 parties appelés segments médullaires. A chaque segment se trouve une paire de nerfs rachidiens (de part et d'autre de l'axe horizontal). Chaque nerf est constitué d'une racine antérieure motrice et d'une racine postérieure sensitive. Ces deux racines se rejoignent à l'extérieure de la moelle pour former le nerf rachidien. De 6 à 8 radicelles (ou filets) motrices émergent de façon antérieure, et forment la racine motrice. La racine sensorielle possède un corps neuronal situé dans une structure extérieure à la moelle : le ganglion spinal. Elle est également rattachée à la moelle par l'intermédiaire de plusieurs radicelles et de manière postérieure.

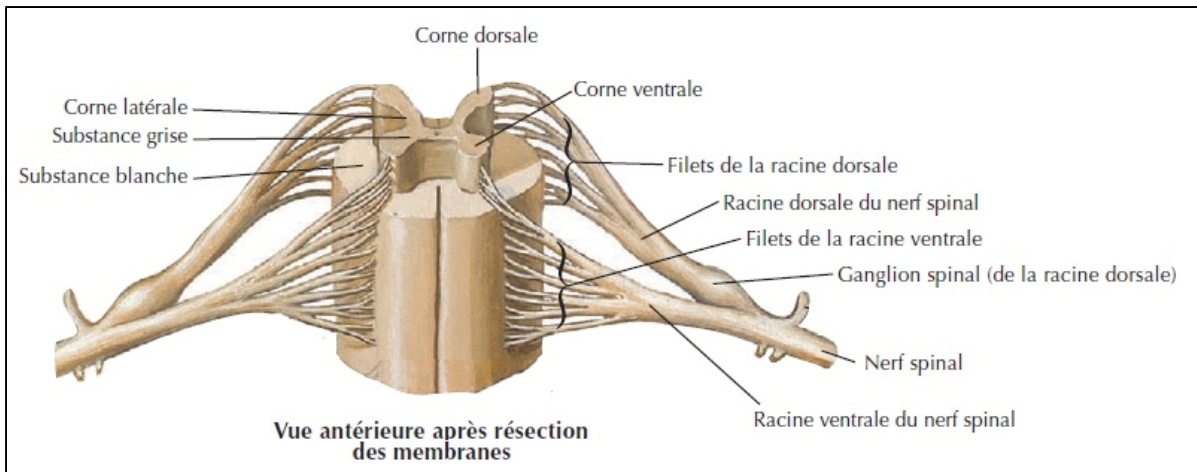


Figure 1.9 Vue antérieure de la moelle épinière après résection des membranes

Adaptée de Netter (2011, planche 162)

A partir de L1 et jusqu'à l'extrémité caudale du sacrum, la moelle épinière s'arrête et le canal rachidien est occupé uniquement par les racines des nerfs rachidiens issues de la moelle lombaire. Cette partie de la moelle épinière s'appelle la queue de cheval.

1.2 Propriétés de la moelle épinière

Cette section s'intéresse aux propriétés géométriques et mécaniques de la moelle épinière.

1.2.1 Propriétés géométriques de la moelle épinière

La moelle épinière a une structure anatomique complexe. C'est pourquoi sa géométrie est souvent simplifiée et assimilée à une ellipse dans le plan transverse (Fradet et al., 2014; Kameyama et al., 1996; Ko et al., 2004). Ainsi, la mesure absolue des diamètres transverse ($\varnothing T$) et antéropostérieur ($\varnothing AP$) de l'ensemble matière grise/matière blanche caractérise géométriquement la moelle épinière de manière simple (Figure 1.10).

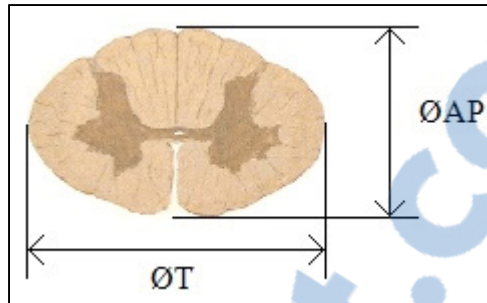


Figure 1.10 Coupe transverse de la moelle épinière à la vertèbre C5

Adaptée de Netter (2006)

Plusieurs études ont caractérisé la géométrie de la moelle épinière via ces mesures simples. Dans certaines études, des techniques d'imagerie ont été utilisées pour réaliser des mesures *in vivo* : l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomodensitométrie (TDM). D'autres études ont utilisé des mesures *post mortem*. Parmi toutes ces études, peu se sont penchées sur la caractérisation géométrique de la moelle épinière dans sa totalité (segment cervical et segment thoracique). Les résultats sont résumés dans le Tableau 1.1.

Tableau 1.1 Résumé des résultats de caractérisation géométrique de la moelle épinière

Article		Segment cervical		Segment thoracique	
Auteur	Type étude	ØT (en mm) ± 2 ET*	ØAP (en mm) ± 2 ET*	ØT (en mm) ± 2 ET*	ØAP (en mm) ± 2 ET*
(Fradet et al., 2014)	<i>In vivo</i> (IRM)	13,3 ± 1,6	8,0 ± 1,1	9,7 ± 1,2	7,0 ± 1,8
(Fujiwara et al., 1988)	<i>In vivo</i> (TDM)	11,8	5,5	Pas de données	
(Gellad, Rao, Joseph, & Vigorito, 1983)	<i>In vivo</i> (TDM)	Pas de données		8,3 ± 1,6	6,2 ± 2
(Kameyama et al., 1996)	<i>Post mortem</i>	11,6 ± 1,5	6,0 ± 1,2	8,2 ± 0,9	5,1 ± 1
(Ko et al., 2004)	<i>Post mortem</i>	12,2 ± 2,0	7,5 ± 1,6	8,0 ± 2,1	6,2 ± 1,9
(Sherman, Nassaux, & Citrin, 1990)	<i>In vivo</i> (IRM)	12,8 ± 1	8,4 ± 1,7	Pas de données	
(Thijssen, Keyser, Horstink, & Meijer, 1979)	<i>Post mortem</i>	10,8 ± 2,2	6,5 ± 2,1	Pas de données	
(Yu, du Boulay, Stevens, & Kendall, 1985)	<i>In vivo</i> (TDM)	12,8 ± 2	7,2 ± 1,9	Pas de données	
(Zaaroor, Kosa et al. 2006)	<i>In vivo</i> (IRM)	13,5 ± 1,2	8,1 ± 0,9	10,1 ± 1,4	6,9 ± 1,5

* ET : Écart Type

Tous les auteurs soulignent une grande variabilité interindividuelle. Des paramètres comme le sexe ne sont pas influents, alors que d'autre comme l'âge de l'individu ont une grande influence sur les dimensions de la moelle épinière (Fradet et al., 2014).

Il existe également une différence entre les dimensions *in vivo* et *post mortem* de la moelle épinière. Les données post-mortem sont significativement plus petites que celle in-vivo (Fradet et al., 2014). Ceci est principalement dû à la dégradation *post mortem* des tissus de la moelle qui se manifeste géométriquement par la rétraction de ces derniers. La moelle épinière est également un tissu extrêmement vascularisé. Le gonflement des vaisseaux sanguins influence

la géométrie de la moelle, ce qui explique aussi les différences entre les mesures *in vivo* et *post mortem* (Fradet et al., 2014; Zaaroor et al., 2006). De plus, il existe deux autres biais expérimentaux identifiés par les auteurs dans la caractérisation géométrique *post mortem* : la technique de découpe de la moelle épinière et l'absence d'environnement physiologique.

Cependant, la mesure *in vivo* n'est pas optimale non plus. En effet, les mesures effectuées par IRM souffrent d'une très grande variabilité intra-individuelle (près de 30%) (Fradet et al., 2014) et de biais expérimentaux importants. La TDM, quant à elle, impose l'utilisation d'un agent de contraste qui induit aussi des biais expérimentaux (répartition dans le canal rachidien, concentration, etc.). La répétabilité des résultats de la TDM en est grandement affectée (Fujiwara et al., 1988; Gellad et al., 1983).

La mesure des dimensions exactes et précises de la moelle épinière est donc difficilement accessible. Cela s'explique par la présence de nombreux biais expérimentaux liés à la technique de mesure (dégradation des échantillons, répartition de l'agent de contraste, etc.) et par une grande variabilité interindividuelle.

1.2.2 Propriétés mécaniques de la moelle épinière

Les propriétés mécaniques des tissus de la moelle épinière sont complexes et peu connues comparativement aux autres tissus du corps humain (Bartlett, Choi, & Phillips, 2016). En effet, il est très difficile de mesurer les propriétés mécaniques de la moelle épinière humaine. Pour des raisons éthiques évidentes, les tests *in vivo* sont impossibles chez les humains. C'est pourquoi les essais de caractérisation mécanique de la moelle épinière sont généralement réalisés *in vitro*, sur des échantillons cadavériques humains ou animaux. Malheureusement, les tests sur échantillons cadavériques (ou *post mortem*) présentent un biais expérimental important : la dégradation des tissus. En effet, les propriétés mécaniques des tissus de la moelle épinière changent grandement et rapidement après la mort (Clarke, Cheng, & Bilston, 2009; Fiford & Bilston, 2005; Oakland et al., 2006). Quelques tests *in vivo* sur des animaux ont donc été réalisés afin d'obtenir des propriétés mécaniques de la moelle les plus biofidèles possibles.

De plus, en raison de la structure anatomique interne de la moelle épinière, ses propriétés mécaniques sont fortement anisotropiques. Elles diffèrent donc selon la direction dans laquelle elles sont mesurées. Peu d'études ont évalué les propriétés mécaniques globales en compression transverse (compression perpendiculaire à l'axe longitudinale de la moelle) de la moelle épinière (ensemble pie mère, matière grise, matière blanche). En revanche, les études visant à caractériser la moelle épinière en tension sont plus nombreuses. Bien que les propriétés en compression transverse soient celles mises en jeu lors de la rétropulsion d'un fragment osseux dans le canal rachidien, il est tout de même intéressant de porter attention à la façon dont sont décrits et interprétés les résultats en tension.

1.2.2.1 Propriétés en tension

La très grande majorité des études de caractérisation des propriétés mécaniques de la moelle épinière ont été effectuées en tension. Ces essais ont mis en avant le caractère fortement non-linéaire de la moelle épinière et dépendant du taux de déformation. La moelle épinière, comme de nombreux tissus humains, a un comportement viscoélastique défini comme étant un comportement intermédiaire entre un solide élastique idéal et un liquide visqueux newtonien (Bartlett et al., 2016). Certains auteurs proposent des modèles mathématiques correspondant au comportement observé expérimentalement pour caractériser les propriétés mécaniques de la moelle. Plusieurs modèles sont utilisés, dont le modèle viscoélastique quasi-linéaire (L. E. Bilston & Thibault, 1996), le modèle hyperélastique (L. E. Bilston & Thibault, 1996) et le modèle viscoélastique non-linéaire (Fiford & Bilston, 2005).

D'un point de vue expérimental, les auteurs décrivent le comportement mécanique de la moelle épinière par les courbes contraintes-déformations à différents taux de déformation (L. E. Bilston & Thibault, 1996; Fiford & Bilston, 2005; T.-K. Hung, Chang, Lin, Walter, & Bunegin, 1981; T. K. Hung, Lin, Bunegin, & Albin, 1982; Luna, Detrick, Shah, Cohen, & Aranda-Espinoza, 2013; Oakland et al., 2006). L'allure générale de ces courbes possède une forme en J, souvent nommée *J-shaped* (Figure 1.11). Une manière très utilisée pour analyser ces courbes est de calculer le module d'Young équivalent entre 0 et 5% de déformation. Une telle analyse

semble cependant insuffisante pour caractériser la *J-shaped* de la courbe (Bartlett et al., 2016). Les résultats de ces études sont résumés dans le Tableau 1.2.

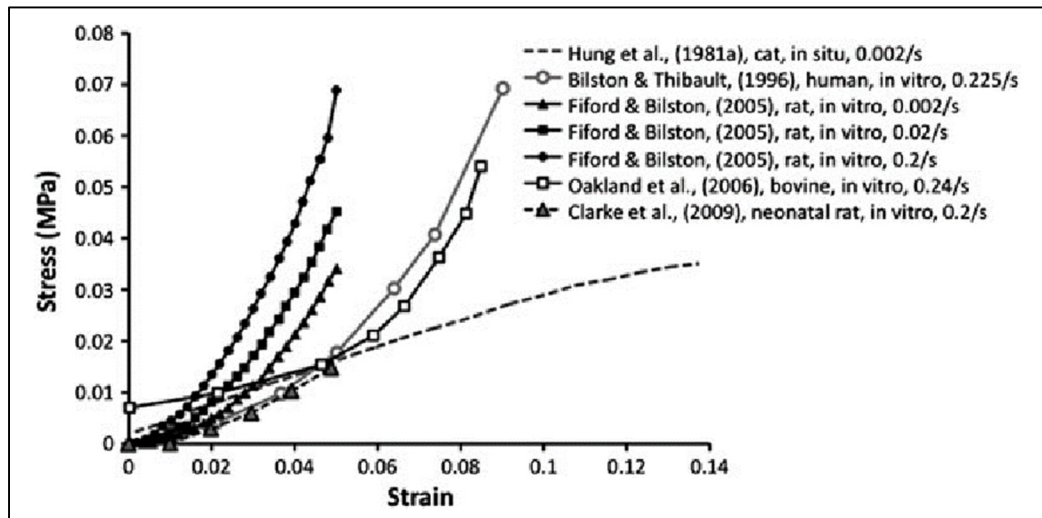


Figure 1.11 : Synthèse de courbes contraintes-déformations de la moelle épinière en tension

Tirée de (L.-E. Bilston, 2011)

Les auteurs étudient également les propriétés en relaxation de contraintes de la moelle épinière, comportement typique de la viscoélasticité du matériau (Figure 1.12).

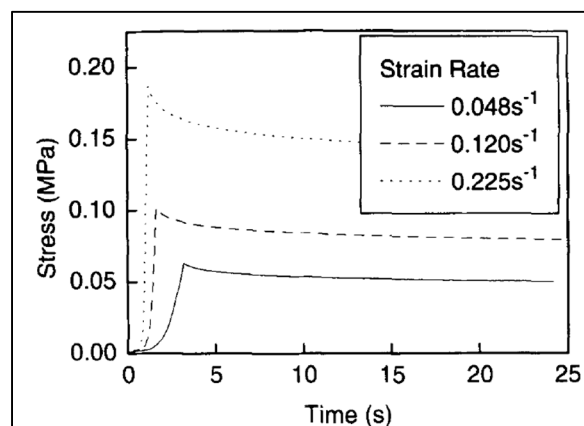


Figure 1.12 Courbes de relaxation de contraintes de la moelle épinière humaine *post-mortem* en tension

Tirée de Bilston et al. (1996)

Tableau 1.2 Synthèse des résultats de caractérisation mécanique de la moelle épinière en tension

Références	Espèce	Type d'étude	Module d'Young équivalent (en MPa)
(L. E. Bilston & Thibault, 1996)	Humain	<i>In vitro</i>	1,02-1,37
(G. L. Chang, Hung, Bleyaert, & Jannetta, 1981)	Chiot	<i>In vivo</i>	0,265
(Clarke et al., 2009)	Rat	<i>In vitro</i>	Graphique
(Fiford & Bilston, 2005)	Rat	<i>In vitro</i>	1,14 – 1,98
(T.-K. Hung et al., 1981)	Chat	<i>In vivo</i>	0,252-0,295
(Luna et al., 2013)	Lamproie	<i>In vitro</i>	0,501
(Oakland et al., 2006)	Bovin	<i>In vitro</i>	1,19
(Tunturi, 1978)	Chien	<i>In vivo</i>	0,012-0,017

La majorité des études ont étudié les propriétés de la moelle épinière à des taux de déformations compris entre 0,001 et 0,3 s⁻¹, alors que les taux de déformation mise en jeu lors de traumatismes vertébraux sont supérieurs à 5,0 s⁻¹ (L.-E. Bilston, 2011).

1.2.2.2 Propriétés en compression transverse

Très peu d'études se sont intéressées aux propriétés de la moelle épinière (ensemble pie-mère, matière grise, matière blanche) en compression transverse. Ceci est principalement dû à la difficulté d'une telle caractérisation. Comme abordé précédemment, les propriétés mécaniques viscoélastiques sont décrites et interprétées après avoir calculé les contraintes et déformations subies par l'échantillon. Cependant, lors de sollicitations en compression transverse, il est très difficile de convertir la force exercée sur la moelle épinière en contraintes globales (Bartlett et al., 2016; L.-E. Bilston, 2011). En effet, les contraintes globales peuvent être calculées lorsque le chargement est appliqué sur toute la section de l'échantillon à tester. De plus, la section

subissant la compression doit rester constante durant toute la compression. En raison de la géométrie globale complexe de la moelle et de la sollicitation mécanique (type indentation), ces deux conditions ne sont pas respectées et les effets de bords sont importants. Ainsi, convertir directement les courbes force/déplacement en courbes contraintes/déformations de manière classique est théoriquement incorrect. Deux études ont tout de même effectué des tests de caractérisation la moelle épinière en compression transverse grâce à des essais de type indentation (Fradet, Cliche, Petit, Mac-Thiong, & Arnoux, 2016; T. K. Hung et al., 1982).

Hung et al. (1982) s'est concentré sur des compressions quasi-statiques *in vivo* sur des chats. Cette étude a rapporté un comportement non-linéaire (*J-shaped*) de la courbe contrainte déformation, similaire à la moelle épinière en tension. Cependant, contrairement aux résultats de la moelle en tension et d'après l'auteur, le taux de déformation n'a aucune influence en compression. Ces conclusions ne rejoignent pas celles plus récentes de Fradet et al. (2016), qui signale un changement significatif des propriétés de la moelle épinière en fonction du taux de chargement. Les conclusions de Hung et al. (1982) sont certainement biaisées et faussées par l'utilisation de taux de déformation quasi-statiques qui varie peu. En effet, la variation des taux de déformation est sans doute trop faible pour voir une différence dans les propriétés mécaniques de la moelle épinière ($< 0,0084 \text{ s}^{-1}$). De plus, un grand biais d'échantillonnage est présent lors de ces essais puisqu'un seul chat a été utilisé pour caractériser l'influence du taux de déformation sur les propriétés mécaniques.

Bien que réalisé *in vitro*, Fradet et al. (2016) ont pris soin de limiter l'impact de la dégradation post-mortem des échantillons de moelle porcine utilisés. En effet, durant toute la durée des tests, les échantillons de moelle épinière étaient maintenus dans une solution physiologique (solution saline) à température corporelle (37°C). De plus, tous les tests ont été réalisés au maximum 2h après le sacrifice de l'animal. Une particularité également intéressante de cette étude réside dans les taux élevés de déformation utilisés pour comprimer la moelle (entre 5 et 50 s^{-1}). Ces derniers sont très représentatifs de ceux mis en jeu lors des traumatismes vertébraux (L.-E. Bilston, 2011). Enfin, la compression a été réalisée jusqu'à 90%, sans oublier qu'il s'agit de la première étude à avoir étudié l'influence du segment vertébral sur les propriétés

mécaniques. Ainsi, la moelle épinière au niveau cervical est plus rigide qu'au niveau thoracique. Ces résultats sont synthétisés à la Figure 1.13.

À priori, il semble qu'aucun essai de relaxation de contraintes sur la moelle épinière en compression transverse n'a été effectué à ce jour.

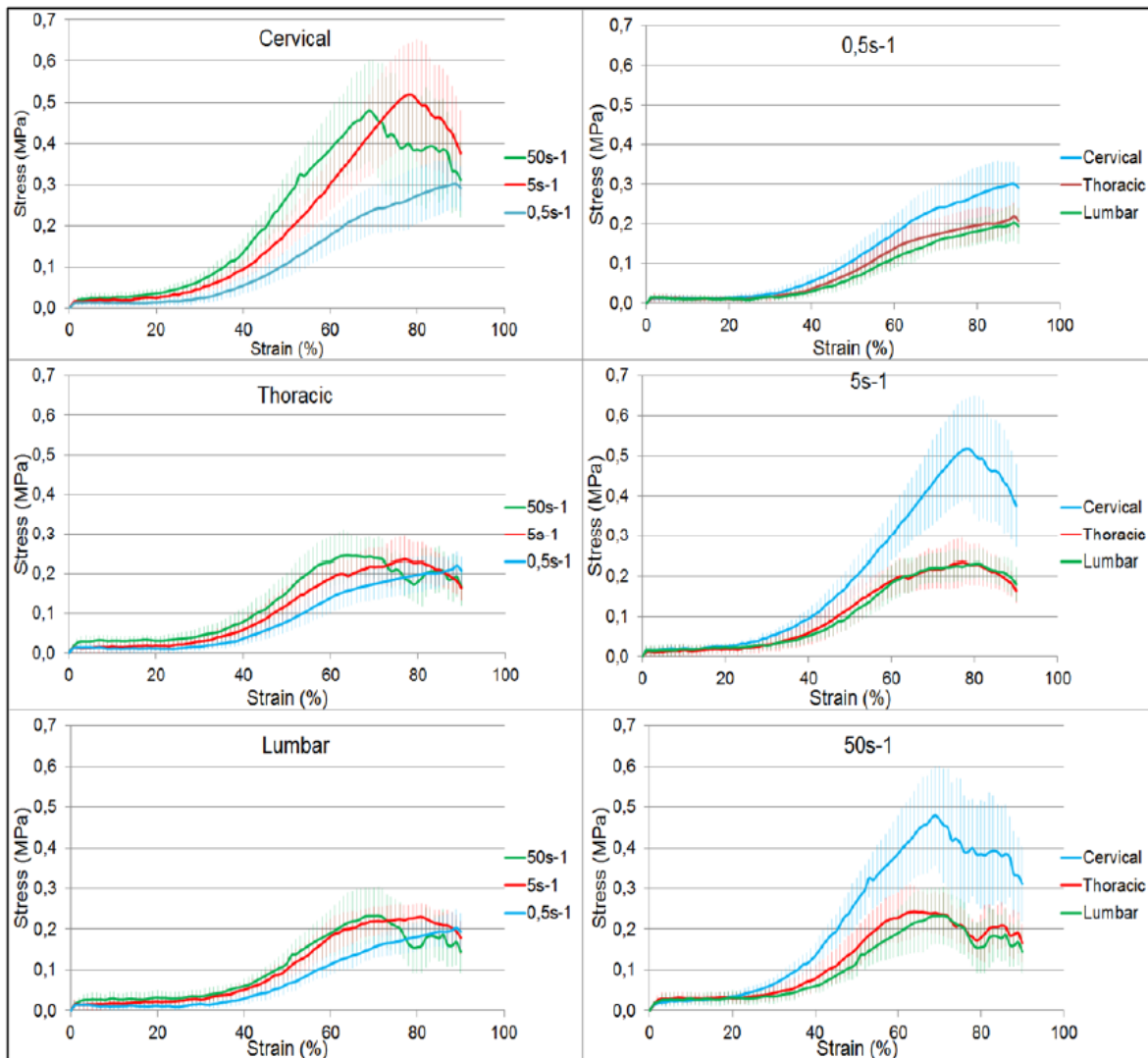


Figure 1.13 Synthèse des courbes contraintes-déformation de la moelle épinière porcine en compression transverse selon le taux de déformation et le segment vertébral

Tirée de Fradet et al. (2016)

En résumé, la moelle épinière possède un comportement viscoélastique complexe (relaxation de contraintes, influence de la déformation et du taux de déformation sur la rigidité). Ce comportement est en partie caractérisé et décrit par les courbes contraintes/déformations à différents taux de déformation. Le degré de validité de ces courbes dépend du type de chargement utilisé (tension uniaxiale ou compression par indentation). De plus, ces essais de caractérisation mécanique souffrent souvent de biais expérimentaux (échantillonnage, dégradation *post mortem*, échantillons issus d'animaux, taux de déformations non-représentatifs...) pouvant influencer les résultats. Ainsi, il n'existe pas à ce jour de consensus sur les propriétés mécaniques de la moelle épinière (Bartlett et al., 2016).

1.3 Fractures vertébrales comminutives

Cette partie de la revue des connaissances s'intéresse aux traumatismes vertébraux causant une compression transverse sur la moelle épinière. Après une rapide présentation d'une classification des traumatismes, l'épidémiologie des fractures vertébrales comminutives (FVC) est présentée. Le point de vue clinique d'une telle fracture ainsi que les études expérimentales sur cette dernière seront abordés par la suite.

1.3.1 Classification des traumatismes

De nombreux auteurs se sont attachés à répertorier, décrire et classer les différents traumatismes vertébraux (Aebi, 2010; Denis, 1983; Magerl et al., 1994; Vaccaro et al., 2005). Le principal but de ces classifications est de fournir un outil aux cliniciens pour les aider à trouver rapidement le traitement le plus adapté au patient (Allen, Ferguson, Lehmann, & O'Brien, 1982). Aucune classification n'a aujourd'hui été acceptée universellement (Patel et al., 2010). Cependant, deux classifications sont citées régulièrement : Denis (Denis, 1983) et Magerl (Magerl et al., 1994). La classification de Magerl et al. (1994) étant très descriptive d'un point de vue mécanique et pathomorphologique, cette classification sera brièvement décrite.

Magerl et al. (1994) ont établi des catégories de traumatismes en fonction du mécanisme lésionnel : les lésions par compression (type A); par flexion-extension (type B) et par rotation/translation (type C). Il divise ensuite ces lésions en groupes et sous-groupes en fonction du tissu atteint (vertèbres, disques et/ou ligaments), du type de fracture ou encore du sens du mouvement. Par exemple, pour les traumatismes de type A, on distingue les fractures de tassement A1 (aplatissement du corps vertébral), les fractures avec fissuration verticale ou « *split* » A2 (scission du corps vertébral en deux parties dans le plan coronal ou sagittal) et les fractures comminutives A3 (éclatement fragmenté du corps vertébral) (Figure 1.14).

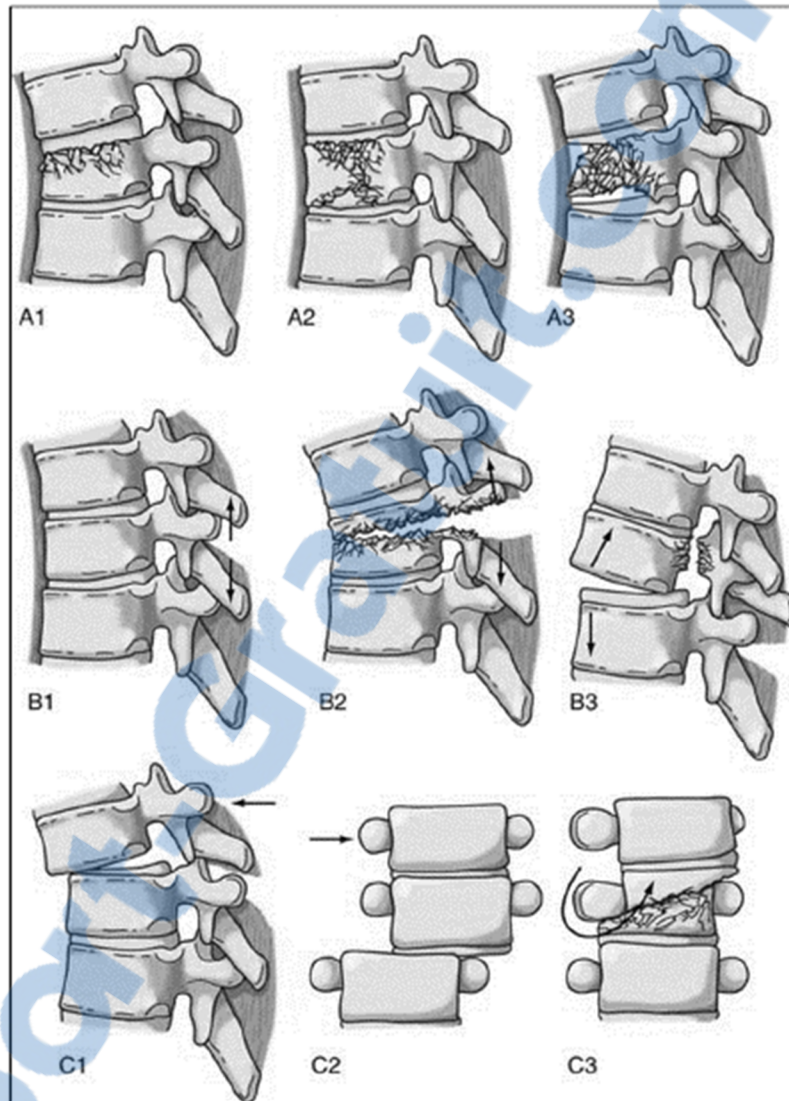


Figure 1.14 Classification de Magerl

Tirée de Magerl et al. (1994)

Dans le cadre de ce mémoire, seuls les traumatismes de type A3 (FVC) seront abordés puisque ce sont les principaux traumatismes à solliciter la moelle épinière en compression transverse.

1.3.2 Épidémiologie de la FVC

Les blessures vertébrales affectent une partie conséquente de la population avec une incidence annuelle de 10 à 60 cas par million d'habitant selon le pays (A. Singh et al., 2014).

Parmi tous les types de chargement causant des blessures vertébrales, la compression est le mécanisme lésionnel le plus commun chez les humains, causant entre 55% et 66% des blessures selon les différentes études (Leucht et al., 2009; Magerl et al., 1994). Près de la moitié de ces fractures de compression sont des FVC. Ainsi, plus de 27% de tous les traumatismes de la colonne vertébrale sont des FVC (Magerl et al., 1994).

D'un point de vue clinique et neurologique, la FVC est souvent grave. En effet, dans le tiers des cas, ces fractures provoquent des déficits neurologiques chez les personnes atteintes (Magerl et al., 1994).

Dans 60% des cas, les FVC touchent les hommes âgés entre 20 et 40 ans (Leucht et al., 2009; Pickett et al., 2006). Les causes principales de ces traumatismes vertébraux diffèrent selon le pays. Au Canada, ce sont les accidents routiers (entre 40 et 55 % des cas selon le sexe), les chutes en hauteur (entre 30 et 35% des cas) et la pratique d'activités sportives (entre 5 et 15% des cas) (Pickett et al., 2006).

D'un point de vue anatomique, les FVC se produisent essentiellement dans la région thoracolombaire (Atlas, Regenbogen, Rogers, & Kim, 1986). En effet, 70% des FVC étudiées par Leucht et al. (2009) étaient situées entre T9 et L5.

1.3.3 Biomécanique de la FVC

Suite à une FVC, le corps vertébral est partiellement ou complètement fragmenté (Magerl et al., 1994). Au moment du traumatisme, certains fragments du mur postérieur du corps vertébral sont répropulsés à l'intérieur du canal rachidien et viennent comprimer et endommager la moelle épinière. Ces fragments, qui restent la plupart du temps logés dans la moelle, causent des déficits neurologiques irréversibles. Dans la majorité des fractures, le complexe ligamentaire postérieur reste intact.

Dans la majorité des cas, un seul fragment vient comprimer la moelle épinière (Atlas et al., 1986), mais le fragment comprimant la moelle épinière peut avoir différentes géométries (Figure 1.15).

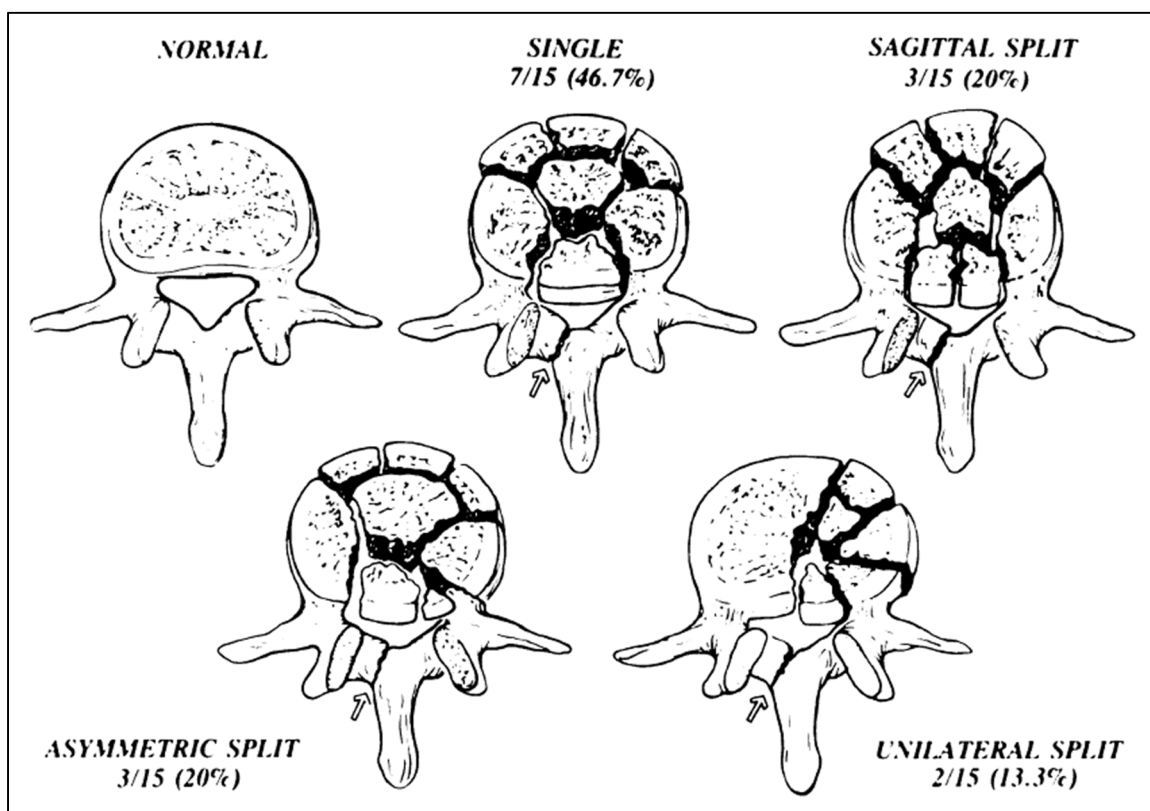


Figure 1.15 Patrons des FVC

Tirée d'Atlas et al. (1986)

1.3.4 Caractéristiques cliniques de la FVC

L'analyse des FVC par les cliniciens se fait grâce à différents outils d'imagerie (Alpantaki et al., 2010; K. Singh, Vaccaro, Eichenbaum, & Fitzhenry, 2004). En effet, c'est l'analyse des radiographies standard de face et de profil, des images issues de la tomodensitométrie (TDM) ou de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) qui permettent aux cliniciens de diagnostiquer une fracture vertébrale (Keynan et al., 2006).



Lors de l'analyse de ces images, les dimensions du canal rachidien sont mesurées et permettent de déterminer l'occlusion du canal rachidien (Keynan et al., 2006). L'occlusion du canal est définie comme la réduction de la section du canal rachidien due à l'intrusion d'une structure osseuse ou disco-ligamentaire lors du traumatisme vertébral. Le calcul de ce paramètre donne des informations sur la sévérité de la compression médullaire. Plus la moelle épinière est comprimée, plus les efforts et contraintes exercés sur cette dernière sont élevés. Cette information sur les contraintes subies par la moelle épinière est très importante pour les cliniciens. En effet, l'amplitude et la distribution de contraintes dans la moelle épinière influe sur l'atteinte neurologique (Panjabi & White, 1980). Ainsi, nous remarquons que quantifier la compression médullaire est très important pour les cliniciens d'un point de vue neurologique.

Seules les données post-traumatiques sont accessibles pour les cliniciens. Cependant, aucune corrélation n'a été trouvée entre la compression post-traumatique et les séquelles neurologiques à long terme (Keynan et al., 2006). Ces observations sont certainement dues au fait qu'il n'existe pas de lien entre la compression aiguë de la moelle pendant le traumatisme et la compression post-traumatique observée cliniquement (Panjabi et al., 1995; Wilcox et al., 2004). C'est pourquoi une meilleure compréhension de l'évolution de la compression médullaire pendant le traumatisme est essentielle pour identifier tous les phénomènes qui influent sur l'atteinte neurologique et la récupération du patient.

1.3.5 Études de la FVC

De multiples auteurs ont étudié la biomécanique des FVC. Pour ce faire, des fractures ont été reproduites *in vitro* sur des segments cadavériques de colonnes vertébrales, sur lesquels la moelle épinière et les tissus mous environnants ont été soigneusement enlevés. Ces études se concentrent sur différentes caractéristiques de la fracture dont les efforts mis en jeu sur les structures osseuses (Hongo et al., 1999; Ochia & Ching, 2002) et la stabilité post-fracture (Panjabi, Kato, Hoffman, Cholewicki, & Krag, 2000; Tsai, Chang, & Lin, 1997). D'autres études cherchent à déterminer les paramètres biomécaniques de la fracture qui ont une influence sur le degré d'atteinte de la moelle épinière : vitesse du fragment osseux, occlusion

du canal (Panjabi et al., 1995; Wilcox et al., 2002), géométrie du fragment (Wu et al., 2014), etc. Ces paramètres sont très importants car ils renseignent sur les sollicitations mécaniques subies par la moelle épinière. En effet, l'étude de la vitesse du fragment renseigne sur le taux de déformation subie par la moelle épinière. L'occlusion du canal renseigne sur la compression de la moelle épinière et la géométrie du fragment influe sur la répartition de contraintes dans la moelle. Cependant, il n'existe pas de consensus dans ces études. Ceci est très certainement dû à leur grande sensibilité aux conditions de chargement extérieures tels que le taux de chargement (Tran, Watson, Tencer, Ching, & Anderson, 1995), l'énergie mise en jeu (Ivancic, 2014) et la direction du chargement (Boisclair, Mac-Thiong, Parent, & Petit, 2013; Zhu et al., 2008). La détermination de ces paramètres biomécaniques est difficile mais très importante pour la compréhension de la biomécanique de la fracture.

D'autre part, pour étudier l'atteinte neurologique des FVC, les auteurs sollicitent la moelle en compression transverse et évaluent ensuite les conséquences neurologiques d'une telle sollicitation. Plusieurs techniques ont été utilisées pour effectuer cette sollicitation mécanique de la moelle épinière : avec un impacteur (Stokes, 1992), une pince (Zurita et al., 2012) ou même des ballons gonflables (Purdy et al., 2004). Lorsque la compression est réalisée à l'aide d'un impacteur, ce dernier est commandé à l'aide d'une masse relâchée sur la moelle épinière ou à l'aide d'un impacteur électromagnétique. Ainsi, il est commun de solliciter artificiellement la moelle épinière en compression transverse avec des impacteurs de géométries différentes pour simuler la compression du fragment osseux d'une FVC.

Enfin, même si l'étude de certains paramètres biomécaniques renseigne sur les déformations subies par la moelle épinière, nous remarquons la totale absence d'études sur les interactions entre la moelle épinière et le rachis durant une FVC. Ainsi, les liens de causes à effets entre les patrons de FVC et les blessures médullaires sont encore très mal compris (Boisclair, 2012; Panjabi et al., 1995; Wilcox et al., 2004)

1.4 Mesure de l'occlusion du canal rachidien

La connaissance de la compression médullaire lors d'un traumatisme se révèle très importante d'un point de vue clinique et neurologique. Cette partie de la revue de la littérature s'intéresse à tous les systèmes de mesure ayant pour but de quantifier la compression médullaire lors d'un traumatisme. A l'instar des cliniciens qui utilisent la mesure de l'obstruction du canal rachidien (par IRM, TDM ou rayons X) pour quantifier la compression médullaire, toutes les techniques présentées ici sont des techniques expérimentales de mesure de l'occlusion du canal.

Chang et al. (1994) a été le premier à développer un outil de mesure qui puisse donner accès à l'occlusion du canal rachidien en dynamique (Figure 1.16). Il a utilisé un tube creux en polymère flexible qu'il a inséré dans un segment vertébral à l'intérieur même du canal rachidien. Le tube est relié à un circuit fermé dans le lequel un fluide circule à un débit constant. Durant les simulations de traumatismes effectués sur le segment vertébral, les fragments osseux expulsés dans le canal rachidien compriment le tube et augmentent ainsi la pression du fluide. La variation de pression du fluide est alors mesurée par un capteur de pression situé dans le circuit fermé. L'évolution de la variation de pression du fluide en fonction de l'occlusion du canal est logarithmique. Une des principales limites de ce capteur est son étendue de mesure. Le capteur est seulement capable de mesurer une occlusion maximale du tube de 55% (D. G. Chang et al., 1994). De plus, le tube utilisé ne remplit pas totalement le canal rachidien. L'occlusion du tube diffère donc de l'occlusion du canal rachidien. Enfin, la réponse du système est lente, présentant un temps de réponse supérieur à 5ms. Cette technologie a ensuite été utilisée à plusieurs reprises (Carter, Mirza, Tencer, & Ching, 2000; Ching, Watson, Carter, & Tencer, 1997) et améliorée (Carter et al., 2000). Ainsi, le nouveau capteur développé dans une étude similaire réalisée par Carter et al. (2000) permettait de mesurer l'occlusion du tube jusqu'à 75%.

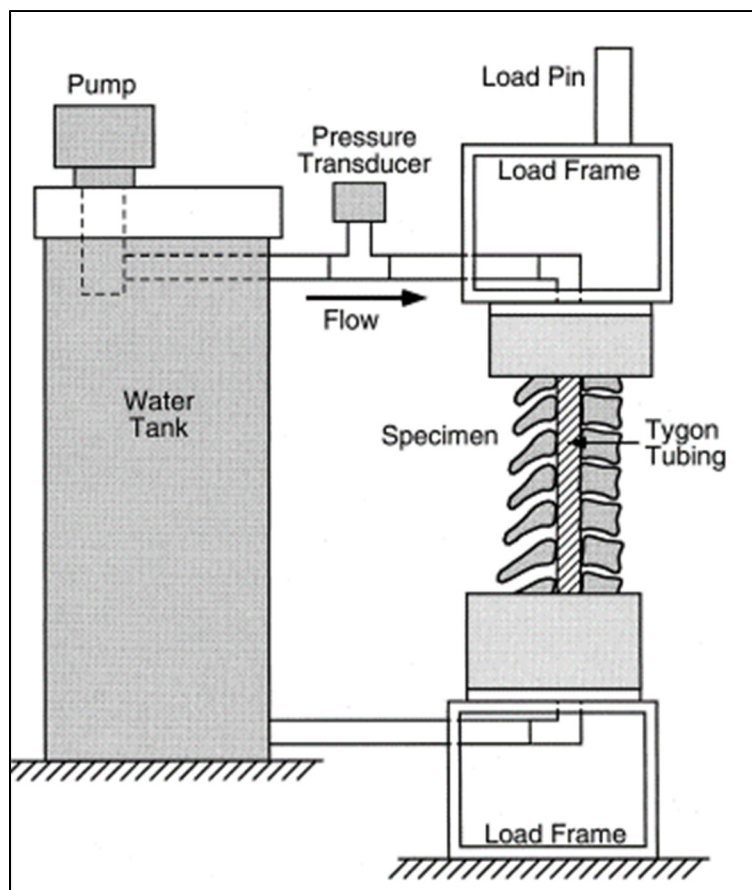


Figure 1.16 Représentation schématique du système de mesure de l'occlusion du canal rachidien développé par Chang et al. (1994)

Tirée de Carter et al. (2000)

Une autre approche pour mesurer l'occlusion du canal a été développée par Raynak et al. (1998). La conception de l'outil de mesure est sensiblement identique à la technique précédente : un tube creux en polymère flexible est inséré dans un segment vertébral dans lequel circule un fluide (Figure 1.17). En revanche, le fluide employé par Raynak et al. (1998) est une solution saline conductrice d'électricité. Un courant électrique circule dans le fluide et 8 électrodes sont placées tout au long du tube de manière transverse. Chaque électrode mesure le potentiel électrique de la section de fluide conducteur sur laquelle elle est située. Un changement de section du tube crée un changement de potentiel électrique du fluide conducteur selon la loi d'Ohms :

$$R = \rho \frac{l}{S} \quad (1.1)$$

R : Résistance électrique (en Ω)

ρ : Résistivité de la solution saline (en $\Omega \cdot \text{m}^{-1}$)

l : Longueur du tube (en m)

S : Section du tube (en m^2)

Ainsi, l'occlusion du canal est accessible en temps réel via la mesure du potentiel électrique de diverses sections du fluide (Raynak et al., 1998). Grace à la répartition des électrodes sur toute la longueur du tube, la mesure de l'occlusion est segmentée, ce qui permet de localiser l'endroit exact de l'occlusion maximum. Cependant, Nuckley et al. (2002) a par la suite apporté une nuance sur la mesure effectuée par le transducteur. En effet, le tube ne remplit le canal rachidien que dans le plan sagittal lors des essais réalisés. Ainsi, uniquement la mesure du diamètre antéro-postérieur du canal rachidien était accessible (Nuckley, Konodi, Raynak, Ching, & Mirza, 2002). Zhu et al. (2008) a confirmé cette nuance en précisant que l'appareil mesure l'occlusion du tube, et non l'occlusion du canal rachidien, sur un intervalle de mesure allant de 0 à 64% (Scicchitano, 2015; Zhu et al., 2008).

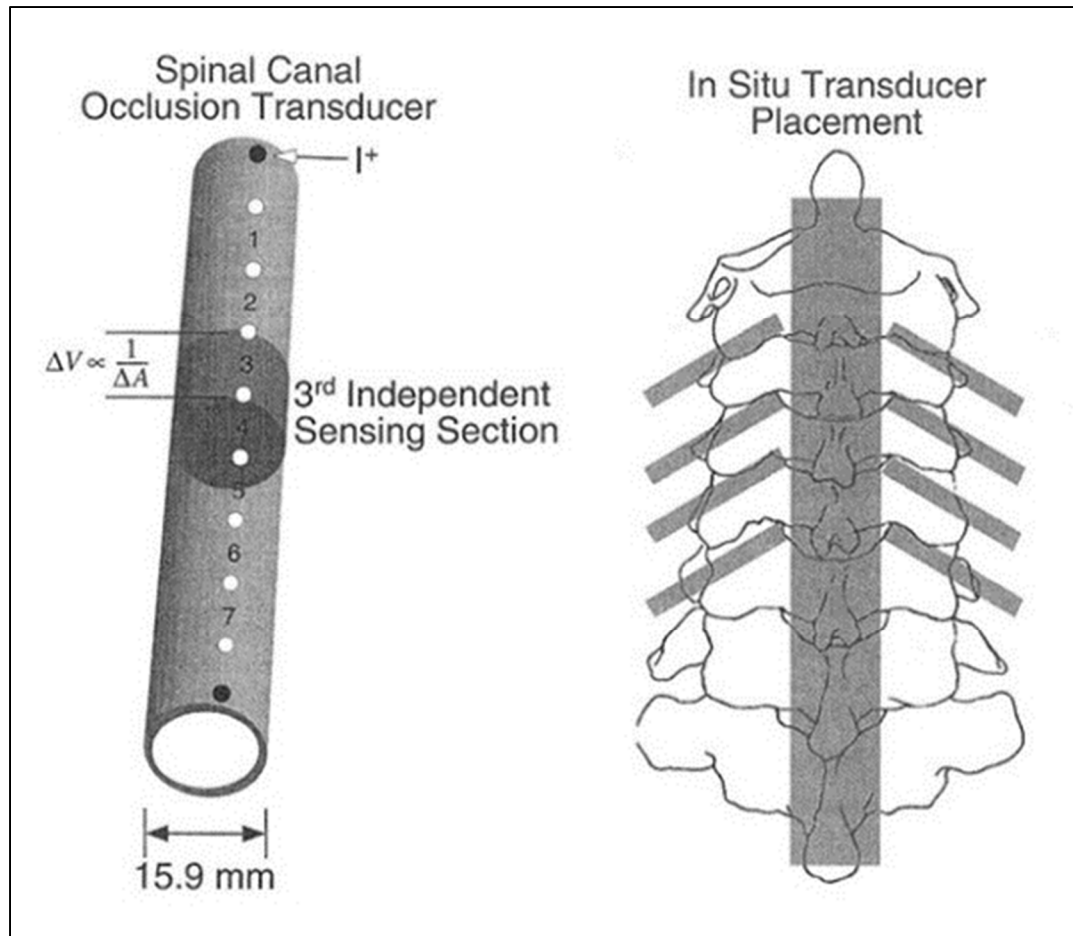


Figure 1.17 Représentation schématique du système de mesure de l'occlusion du canal rachidien développé par Raynak et al. (1998)

Adaptée de Raynak et al. (1998)

Panjabi et al. (1995) a utilisé une technique totalement différente (Figure 1.18). Des bandes flexibles d'acier sont fixées sur les parois du canal rachidien de spécimens cadavériques humains. Les bandes d'acier forment un pont reliant les parois opposées du canal rachidien dans le plan antéro-postérieur. Des jauges de déformations sont localisées sur la partie centrale de chaque bande d'acier. Lors d'un traumatisme, l'occlusion du canal engendrée par des fragments osseux sollicite les bandes métalliques en flexion. Cette flexion est alors mesurée et quantifiée par les jauges de déformations, puis reliée à un déplacement axial après étalonnage. Ainsi, ce capteur ne mesure pas l'occlusion du canal à proprement dit, mais bien la longueur de pénétration des fragments osseux à l'intérieur du canal (Panjabi et al., 1995). L'auteur

souligne la grande fragilité de cet appareil de mesure lors de la simulation de traumatismes vertébraux.

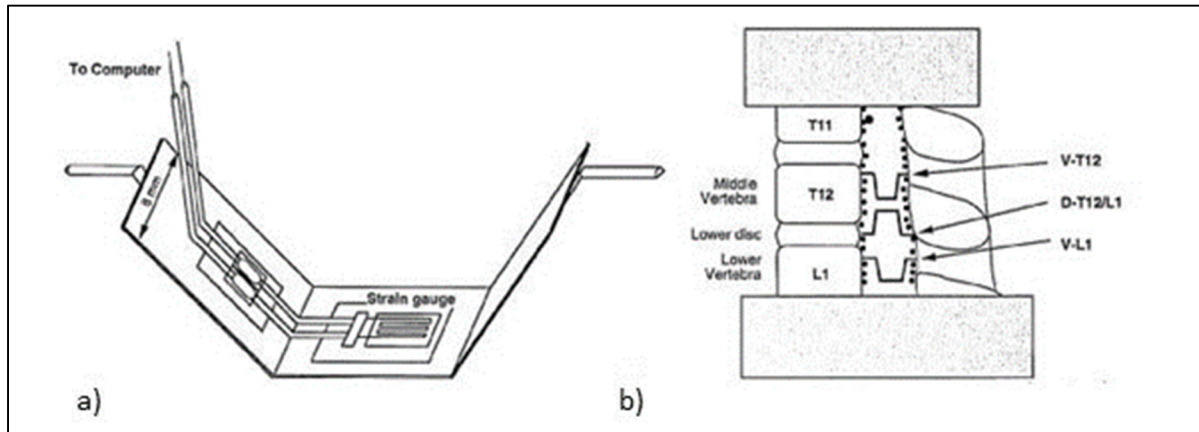


Figure 1.18 Représentation schématique du système de mesure de l'occlusion du canal rachidien développée par Panjabi et al. (1995) : (a) Disposition des jauges de déformation sur les bandes d'acier (b) Vue d'ensemble du système

Tirée de Panjabi et al. (1995)

Plus récemment, Wilcox et al. (2002) a proposé une méthode différente de mesure de l'occlusion du canal (Figure 1.19). Le segment vertébral est positionné et aligné entre deux miroirs. Une source de lumière blanche est appliquée sur le premier miroir qui réfléchit la lumière dans le canal rachidien. La lumière est ensuite captée et analysée avec une caméra haute vitesse à l'aide du deuxième miroir réfléchissant, situé au bas du spécimen. Le canal rachidien est donc visible et son obstruction est calculée en post-traitant les images enregistrées par la caméra (Wilcox et al., 2002) (Figure 1.20). Le grand avantage de cette technique est sa capacité à mesurer l'occlusion du canal de 0 à 100%. En revanche, la mesure de l'occlusion n'a pu être validée qu'en quasi-statique, ce qui constitue une grande limite de cette étude.

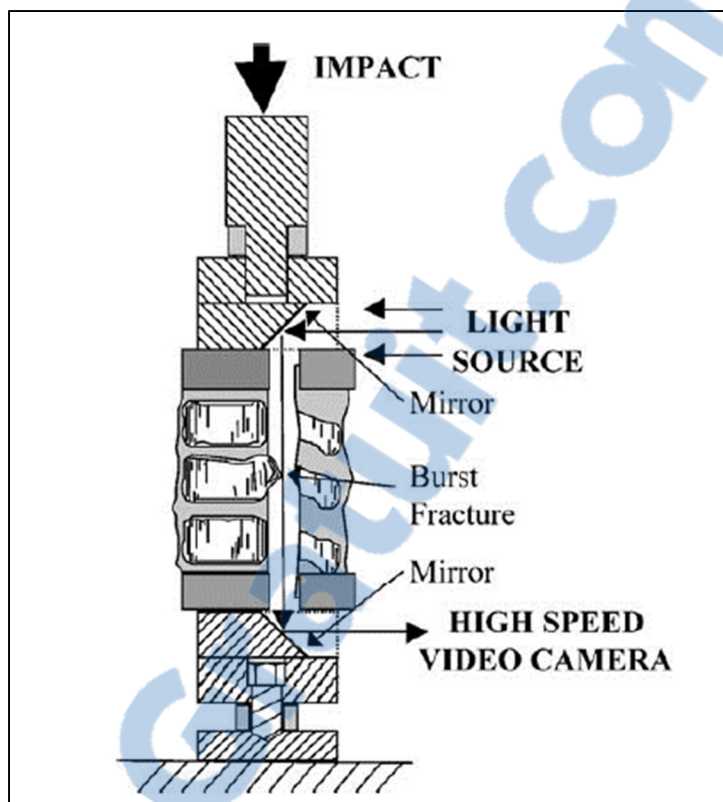


Figure 1.19 Représentation schématique du système de mesure de l'occlusion du canal rachidien développée par Wilcox et al. (2002)

Tirée de Wilcox et al. (2002)

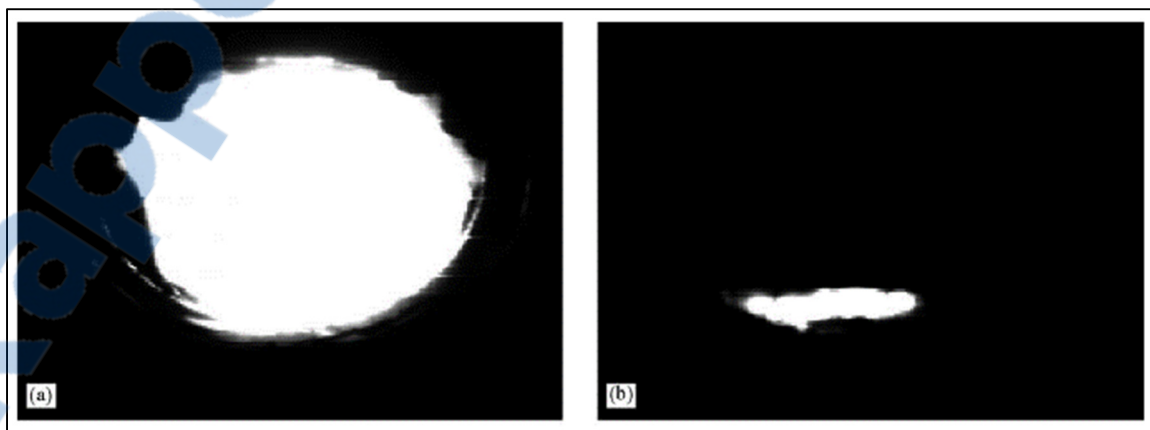


Figure 1.20 Images de l'occlusion du canal, issues du dispositif de Wilcox et al. (2002)

Tirée de Wilcox et al. (2002)

Le Tableau 1.3 présente un résumé des méthodes de mesure d'occlusion du canal rachidien. Tout d'abord, parmi toutes les techniques de mesure d'occlusion du canal développées, seul Wilcox et al. (2002) mesure réellement le changement de section du canal. En effet, les autres techniques se concentrent sur la variation du diamètre antéro-postérieur du canal rachidien. Pour une FVC, cela correspond à la mesure de la pénétration du fragment osseux dans cette unique direction (Panjabi et al., 1995).

Ensuite, les techniques employées pour mesurer l'occlusion du canal rachidien ne prennent pas en compte les structures anatomiques présentes à l'intérieur du canal (moelle épinière, LCR, pie-mère, dure-mère...). D'autres études insèrent même certaines structures au comportement biomécanique complètement différent (tube de polymère, lamelles de métal, etc.). De plus, toutes ces techniques requièrent un positionnement particulier des segments vertébraux. Ils doivent être parfaitement droits, ce qui diffère totalement de la morphologie normale de la colonne vertébrale. Ainsi, ces techniques changent complètement l'interaction biomécanique et physiologique entre la colonne vertébrale et la moelle épinière.

Enfin, la moelle épinière ne remplit pas le canal rachidien. En effet, dans la région thoracique, le ratio d'occupation du canal rachidien par la moelle épinière est inférieur à 0,5 (Fradet et al., 2014). L'occlusion du canal diffère donc grandement de la compression réelle de la moelle épinière. Ces techniques ne fournissent donc pas une mesure des déformations de la moelle épinière.

Tableau 1.3 Récapitulatif des caractéristiques techniques de mesure du canal rachidien développées

	Méthode de mesure de l'occlusion du canal	Performances	Notes
(D. G. Chang et al., 1994)	Variation de pression d'un fluide situé dans un tube de polymère	<ul style="list-style-type: none"> • Intervalle de mesure de 0 à 75% d'occlusion du tube • Incertitude de mesure absolue $\pm 5\%$ • Délai de réponse de 5ms à une sollicitation durant 15ms 	<ul style="list-style-type: none"> • Ne mesure que l'occlusion du tube et non l'occlusion du canal • Lent • Étalonnage en dynamique non effectuée à cause des variations de pression du à l'impact
(Ching et al., 1997)			
(Carter et al., 2000)			
(Raynak et al., 1998)	Variation de résistance d'un fluide situé dans un tube de polymère	<ul style="list-style-type: none"> • Intervalle de mesure de 0 à 64% d'occlusion du tube • Incertitude de mesure absolue $\pm 6,5\%$ 	<ul style="list-style-type: none"> • Ne mesure que l'occlusion du tube et non l'occlusion du canal
(Nuckley et al., 2002)			
(Zhu et al., 2008)			
(Panjabi et al., 1995)	Lamelles d'acier possédant des jauges de déformation et sollicitées en flexion	<ul style="list-style-type: none"> • Intervalle de mesure du diamètre antéro-postérieur du canal rachidien 6-12 mm • Fréquence acquisition maximum de 4000 Hz • Erreur maximum observée de $\pm 0,20$ mm 	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure de la pénétration des fragments osseux à l'intérieur du canal • Fragile en dynamique • Rapide
(Wilcox et al., 2002)	Caméras hautes vitesses filmant l'occlusion du canal	<ul style="list-style-type: none"> • Intervalle de mesure de l'occlusion du canal rachidien 0-100% • Incertitude de mesure absolue $\pm 7\%$ • Fréquence acquisition 2000 Hz 	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure réelle de l'occlusion du canal • Intervalle de mesure idéal • Mesures uniquement validées en quasi-statique • Rapide

1.5 Substituts de moelle épinière

Les techniques de mesure de l'occlusion du canal rachidien changent l'interaction biomécanique normale entre la colonne vertébrale et la moelle épinière, sans oublier qu'il est nécessaire de retirer la moelle épinière pour insérer ces systèmes de mesure. Ainsi, pour augmenter la validité et la répétabilité des simulations de traumatismes vertébraux *in vitro*, il est nécessaire de recréer l'interaction biomécanique normale entre la moelle épinière et le rachis (Saari, Itshayek, & Cripton, 2011).

Plusieurs études se sont concentrées sur la reproduction des propriétés mécaniques des structures anatomiques présentes dans le canal rachidien dont la moelle épinière (L. E. Bilston, Meaney, D.F., Thibault, L., 1993; Gail Reed, 2005; Pintar, Schlick, Yoganandan, & Maiman, 1996), la dure-mère (Lok A, 2011; Persson, McLure, Summers, & Hall, 2009) et le LCR (Bloomfield, Johnston, & Bilston, 1998; Jones et al., 2008).

Dans cette section, seuls les substituts mimant les propriétés mécaniques de la moelle épinière sont présentés. Les substituts de moelle épinière fournissant également une mesure des déformations qu'ils subissent seront également abordés.

1.5.1 Substituts de moelle épinière mécaniquement fidèles

La moelle épinière possède différentes propriétés en tension et en compression (L. E. Bilston & Thibault, 1996; Clarke et al., 2009). Ainsi, certaines études se sont intéressées à la reproduction du comportement de la moelle épinière en tension (L. E. Bilston, Meaney, D.F., Thibault, L., 1993; Gail Reed, 2005) et d'autres également en compression (Gail Reed, 2005; Pintar et al., 1996).

Le premier substitut de moelle épinière possédant des propriétés biofidèles, a été réalisé par Bilston et al. (1993). Son but était de mimer les propriétés de la moelle épinière humaine en tension à des taux de déformations compris entre 0,3 et 0,5s⁻¹. Ces propriétés avaient été caractérisées lors de tests *in vitro* réalisés par le même auteur. Il a ensuite approximé le

comportement mécanique fortement non-linéaire (*J-Shaped*) de la moelle épinière en tension par un comportement linéaire élastique d'un polymère présentant un module d'Young compris entre 3MPa et 4MPa de 0 à 50% d'élongation (L. E. Bilston, Meaney, D.F., Thibault, L., 1993) (Figure 1.21). Le matériau utilisé était un mélange de gel de silicone.

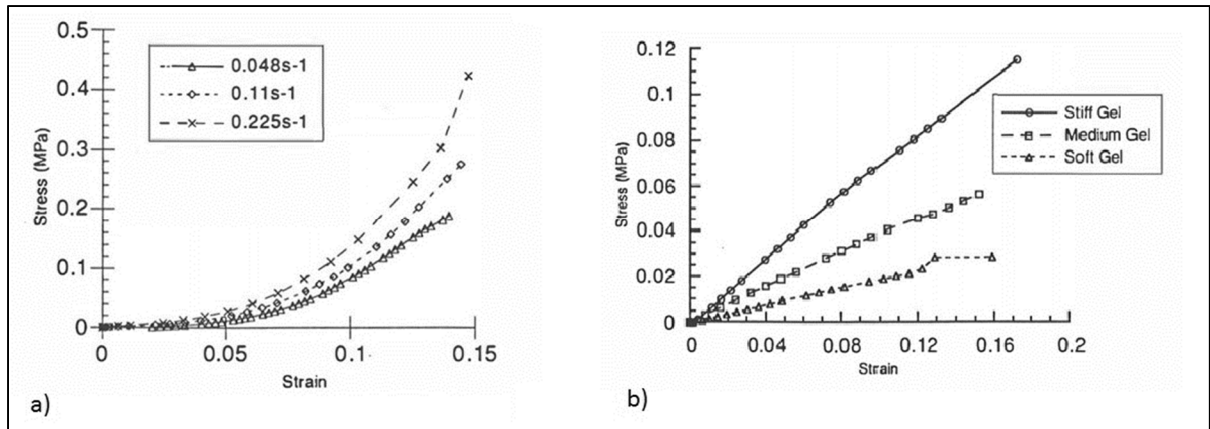


Figure 1.21 Courbe contraintes-déformations en tension (a) de la moelle épinière (b) du substitut de moelle épinière.

Tirée de Bilston et al. (1993)

Plus tard, Pintar et al. (1996) a cherché un matériau susceptible de reproduire les propriétés de la moelle épinière en compression transverse. Le matériau utilisé était de la gélatine. Le ratio eau/gélatine a été étudié pour que la réponse du substitut de moelle épinière lorsque soumis à un lâcher de poids soit similaire à celle de la moelle épinière *in vivo* de chat. La réponse *in vivo* de la moelle épinière de chat a été mesurée lors de cette étude. Le matériau identifié est composé de 2,9% de gélatine en masse.

Enfin, Gail Reed (2005) s'est également intéressé à la reproduction des propriétés mécaniques de la moelle épinière en tension et en compression transverse. L'auteur a donc identifié un nouveau matériau (QMskin 30, Quantum Silicones, Richmond, VA, USA) possédant des propriétés mécaniques s'approchant de celle de la moelle épinière humaine en tension. L'auteur a d'abord établi les différentes propriétés mécaniques reproduisant le comportement mécanique de la moelle épinière en tension et en compression transverse (Tableau 1.4). Ces

propriétés mécaniques sont exprimées sous la forme de modules d'élasticité représentant le comportement élastique linéaire de la moelle épinière pour de faibles déformations (< 5% en tension et <15% en compression). Tout comme Bilston et al. (1993), le but était de trouver un matériau approximant les propriétés viscoélastiques de la moelle par un comportement élastique linéaire en faibles déformations.

Tableau 1.4 Résumé des propriétés visées pour le substitut de moelle épinière développé par Gail Reed (2005)

Propriétés	Valeur visée (en MPa)	Référence	Notes
Module élastique (en tension)	0,26	(T.-K. Hung et al., 1981)	Échantillons félins et canin <i>in vivo</i>
Module élastique (en compression transverse)	0,28	(T. K. Hung et al., 1982)	Valeur approximée des courbes contraintes déformations publiées (la géométrie n'est pas considérée)

Le matériau identifié possède un module d'Young moyen en tension de $0,245 \pm 0,024$ MPa pour une élongation inférieure à 5% et de 0,196 MPa en compression pure inférieure à 15% (Gail Reed, 2005), ce qui se rapproche des valeurs visées (Tableau 1.4). Ce matériau a ensuite été utilisé par de nombreuses études pour répliquer le comportement de la moelle épinière dans différents scénarios : pour étudier l'effet du LCR sur la compression de la moelle épinière (Jones et al., 2008; Persson et al., 2009) ou encore celui de la géométrie du fragment osseux (Persson et al., 2009). Plus tard, ce matériau a même été amélioré en le rendant radio-opaque et donc visible par rayons X (Kroeker, Morley, Jones, Bilston, & Cripton, 2009; Saari et al., 2011).

La conception d'un substitut répliquant les propriétés mécaniques de la moelle épinière en compression transverse a donc été peu abordée dans la littérature. Ceci est très certainement dû à la difficulté de caractériser les propriétés de la moelle épinière pour ce type de chargement,

tel que remarqué précédemment (section 1.2.2.2). De plus, les quelques substituts fabriqués à ce jour approximent le comportement viscoélastique de la moelle épinière par le biais de matériaux aux propriétés mécaniques simples (comportement élastique linéaire en faibles déformations). Le matériau le plus utilisé actuellement pour reproduire les propriétés de la moelle épinière est le QMskin30 (Gail Reed, 2005; Kroeker et al., 2009; Saari et al., 2011). Ses propriétés s'approchent de celles de la moelle épinière pour de faibles déformations (Hung, Lin et al. 1982). Cependant, elles diffèrent grandement de celles de la moelle épinière porcine, caractérisée par Fradet et al. (2016), étude plus récente et semblant posséder moins de biais expérimentaux (Tableau 1.5). Ainsi, les propriétés mécaniques du matériau QMskin30 semble différentes de la moelle épinière. Cette comparaison directe entre les propriétés en compression du matériau QMskin 30 rapportées dans la littérature et celles des tests de Fradet et al. (2016) doit être tout de même être menée avec précaution. En effet, les test réalisés sont complètement différents ; dans le premier cas, il s'agit d'un test de compression pure (Gail Reed, 2005; Kroeker et al., 2009) alors que dans le second cas, il s'agit d'un test d'indentation (Fradet et al., 2016).

Tableau 1.5 Propriétés mécaniques du matériau QMskin30 et de la moelle épinière porcine en compression à différents taux de déformations

Compression	Module d'Young équivalent (en MPa)		
	QM skin 30	Moelle épinière thoracique*	
		0.5 s ⁻¹	50 s ⁻¹
5 -15 %	0,250 ± 0,013	0,04	0,02
15 -25 %	0,417 ± 0,012	0,05	0,08
25 -35 %	0,566 ± 0,017	0,20	0,25
35 -45 %	0,830 ± 0,030	0,44	0,53
45 -55 %	1,366 ± 0,057	0,75	0,88
55 -65 %	2,595 ± 0,058	0,42	0,27

* Les modules d'Young équivalents sont issus de l'analyse des données non-publiées disponibles au centre de recherche de l'Hôpital Sacré Cœur de Montréal

1.5.2 Substituts de moelle épinière mesurant les déformations de la moelle

Après avoir trouvé un matériau mécaniquement similaire en tension à la moelle épinière, Bilton et al. (1997) s'est intéressé à la mesure de la déformation d'un tel substitut lorsqu'il est soumis à des sollicitations mécaniques reproduisant des conditions traumatiques (L. E. Bilston & Thibault, 1997). La technique utilisée est simple. Des marqueurs noirs ont été peints sur toute la surface du substitut de moelle épinière (Figure 1.22). Les points forment une grille où chaque point est espacé de 3mm. Lors d'une sollicitation mécanique, la déformation du substitut est mesurée grâce à une caméra haute-vitesse. Les marqueurs servent à suivre la déformation durant la sollicitation. Cette technique a été réutilisée par la suite pour quantifier les déformations globales de la moelle (Gail Reed, 2005). Une grande limite de cette technique de mesure est que la moelle épinière doit être constamment et entièrement visible par la caméra. Son application pour la mesure des déformations de la moelle épinière lors de la reproduction d'un traumatisme vertébrale *in-vitro* est donc impossible.

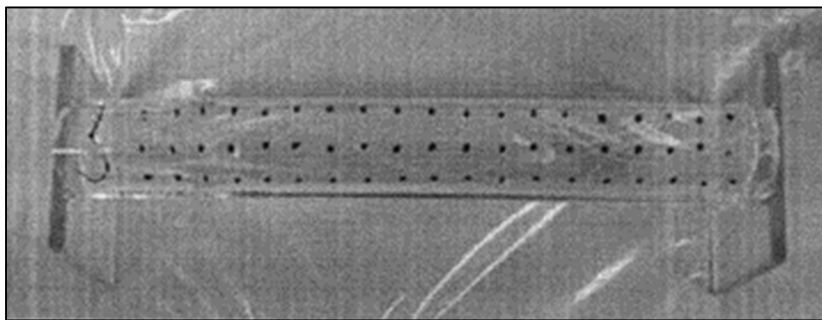


Figure 1.22 Photo du substitut de moelle épinière composé de marqueurs noirs servant à mesurer sa déformation

Tirée de Gail Reed (2005)

Une autre technique pour mesurer les déformations de la moelle grâce à l'imagerie a été expérimentée par Saari et al. (2011). Dans cette étude, l'imagerie est effectuée par rayons X et la déformation de la moelle est calculée en post-traitement par la segmentation et l'analyse des images (Figure 1.23). Cette technique nécessite bien évidemment que le substitut de moelle épinière soit radio-opaque, technique préalablement adaptée sur le matériau QM skin 30

(Kroeker et al., 2009). Ce travail constitue une véritable avancée dans la visualisation de la déformation de la moelle épinière durant un traumatisme. Cependant, une limite de cette mesure réside dans la capacité de filmer des événements rapides avec les rayons X. En effet, une fréquence d'acquisition maximale de 1000 Hz est observée avant que la qualité d'image ne se dégrade (Saari et al., 2011). Ceci pose ainsi une limite pour l'étude des phénomènes rapides comme les FVC, qui se produisent en moins de 10 ms (Ivancic, 2014; Panjabi et al., 1995; Wilcox et al., 2002). De plus, l'auteur stipule qu'uniquement les déformations dans le plan antéro-postérieur sont accessibles avec cette technique.

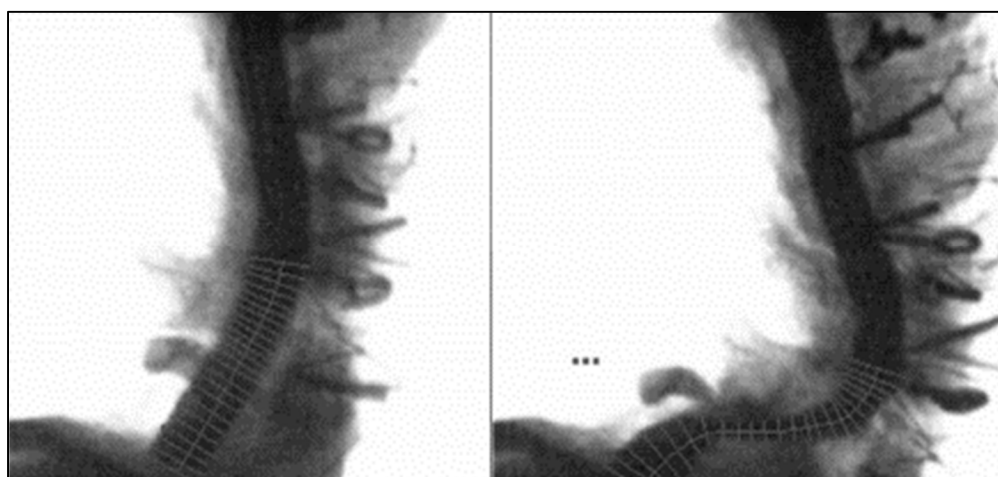


Figure 1.23 Images rayon X du substitut de moelle épinière radio-opaque développée par Saari et al. (2011)

Tirée de Saari et al. (2011)

Enfin, en plus d'avoir déterminé un matériau mécaniquement similaire à la moelle épinière, Pintar et al. (1996) a choisi de développer un substitut de moelle épinière qui puisse donner des renseignements sur la pression subie par celle-ci lors d'un traumatisme. Cependant, la mesure de la pression n'a pas été effectuée à l'intérieur du substitut de moelle à proprement parlé. En effet, 7 capteurs de pression ont été disposés tout autour du canal vertébral cervical, un à chaque niveau vertébral (Pintar et al., 1996). La pression mesurée est donc la pression exercée par le substitut de moelle épinière sur la paroi du canal vertébral et non la pression à l'intérieur du substitut.

Ces études cherchent à la fois à respecter l'interaction physiologique normale du rachis et de la moelle épinière et à donner des informations sur la compression médullaire. Cette double fonctionnalité de ces substituts de moelle épinière est extrêmement intéressante pour augmenter la validité et la répétabilité des tests de reproduction de fractures *in vitro* tout en donnant des informations précieuses sur la moelle épinière. Cependant, ces techniques de mesure ne permettent pas une mesure directe et en temps réel de la compression de la moelle épinière.

1.6 Résumé de la revue de littérature

Le rachis et la moelle épinière possèdent une structure anatomique complexe. La moelle épinière est une combinaison multiple de tissus et de réseaux neuronaux. De plus, elle possède une géométrie particulière et un comportement mécanique fortement non-linéaire et viscoélastique. Ainsi, les mécanismes de blessures médullaires impliquent une interaction complexe entre la colonne vertébrale et la moelle épinière.

Lors des traumatismes vertébraux induisant des blessures médullaires, la moelle épinière est sollicitée mécaniquement dans de multiples directions. Le type de chargement le plus souvent rencontré lors de blessures médullaires est la compression transverse pure de la moelle épinière (entre 30% et 35% des cas). Cette compression transverse s'observe entre autres lors d'une fracture vertébrale comminutive (FVC). Lors d'une telle fracture, le corps vertébral est fragmenté et un des fragments osseux est expulsé dans le canal rachidien, venant ainsi comprimer la moelle épinière de manière transverse. Ce type de blessure médullaire engendre souvent des conséquences neurologiques graves (déficits sensitifs et moteurs) et une réduction de la qualité de vie des personnes atteintes. Une bonne compréhension des mécanismes de blessures vertébrales et médullaires est donc essentielle pour l'amélioration de la prise en charge et le traitement des blessés médullaires.

Malheureusement, la biomécanique des FVC est encore mal comprise. D'un point de vue clinique, un seul paramètre biomécanique est évalué par imagerie médicale pour mesurer la

gravité de la blessure médullaire potentiellement induite par la fracture vertébrale. Il s'agit de l'occlusion résiduelle du canal rachidien. Malheureusement, aucun lien direct n'existe entre l'état post-traumatique du rachis, les conséquences neurologiques et la récupération du patient.

Il est donc nécessaire d'étudier le rachis et la moelle épinière durant l'état transitoire du traumatisme. Cependant, il s'agit d'un phénomène très rapide qui rend son étude difficile. Pour des raisons de simplicité, les études réalisées se concentrent souvent soit sur l'étude des conséquences neurologiques d'une compression médullaire, soit sur la biomécanique de la fracture osseuse. Ainsi, l'interaction entre le rachis et la moelle épinière lors d'une FVC est peu étudiée et demeure mal comprise.

Dans les études se concentrant sur la biomécanique de la fracture, des reproductions *in-vitro* de la fracture sont souvent utilisées. Plusieurs auteurs ont développé des outils mesurant l'occlusion du canal rachidien. Cependant, ces moyens de mesure ne prennent pas en compte les structures anatomiques présentes dans le canal rachidien. Ces techniques modifient donc l'interaction physiologique normale entre le rachis et la moelle épinière. De plus, l'occlusion du canal rachidien diffère de la compression médullaire. Ainsi, ces techniques ne mesurent pas directement la déformation de la moelle épinière, un des paramètres les plus importants d'un point de vue neurologique et clinique.

Dans le but de reproduire l'interaction biomécanique entre le rachis et la moelle épinière *in vitro*, des auteurs se sont concentrés sur la reproduction des propriétés élastiques de la moelle dans une ou deux directions (traction et compression transverse). Il existe un consensus sur le fait que le matériau QM Skin 30 possède des propriétés similaires à la moelle épinière en compression. Cependant, il approxime uniquement le comportement élastique linéaire de la moelle épinière jusqu'à 15% de compression. De plus, les propriétés visées par ce matériau sont basées sur une caractérisation mécanique possédant de nombreux biais expérimentaux. Une étude récente a d'ailleurs montré que les propriétés mécaniques de la QM Skin 30 diffèrent fortement de celles de la moelle épinière.

Deux études se sont intéressées à la conception d'un substitut de moelle épinière reproduisant à la fois des propriétés mécaniques de la moelle épinière et permettant la mesure de ses déformations ou des efforts subies par cette dernière. Ces substituts sont ensuite insérés dans des segments vertébraux cadavériques sur lesquels sont reproduit des fractures *in vitro*. Le but est de respecter au maximum l'interaction physiologique normale entre le rachis et la moelle épinière pour limiter les biais expérimentaux lors de la reproduction de ces fractures. Le fait d'avoir en plus un outil de mesure constitue un moyen d'étudier le lien entre les lésions osseuses et la compression médullaire pour les fractures associées aux lésions médullaires. Malheureusement, dans les deux cas, les substituts de moelle épinière développés ne fournissent pas une mesure directe et suffisamment rapide des déformations de la moelle épinière.

CHAPITRE 2

PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS

Ce chapitre décrit la problématique du mémoire ainsi que les objectifs définis pour y répondre.

2.1 Problématique

La revue de littérature a permis de souligner certains éléments importants et de faire ressortir la problématique suivante :

- une meilleure compréhension de l'interaction entre le rachis et la moelle épinière lors des FVC est nécessaire;
- l'étude de cette interaction passe souvent par la reproduction de fractures *in vitro*;
- la mesure de la compression médullaire lors d'un traumatisme est importante en vue d'une meilleure compréhension des mécanismes de blessures médullaires;
- le développement de substituts de moelle épinière respectant les propriétés mécaniques de la moelle est important dans la reproduction de fractures *in vitro* pour limiter les biais expérimentaux;
- un outil de mesure des déformations de la moelle épinière peut servir à mieux comprendre les interactions entre le rachis et la moelle épinière lors d'un traumatisme;
- aucun matériau mimant les propriétés hyperélastiques et viscoélastiques de la moelle épinière en compression transverse n'a été identifié. Les matériaux décrits actuellement ne reproduisent que les propriétés linéaires élastiques de la moelle épinière jusqu'à 15% de compression transverse;
- il n'existe aucun outil de mesure permettant une mesure directe des déformations de la moelle épinière;
- il n'existe aucun substitut de moelle épinière mimant les propriétés mécaniques de la moelle épinière et fournissant une mesure de la déformation globale qu'il subit.

2.2 Objectifs

Sur la base de ces observations, l'objectif principal de ce projet est de concevoir et caractériser un substitut de moelle épinière instrumenté biofidèle qui permet de mesurer la compression qu'il subit en temps réel.

Le respect de cet objectif principal se décompose en trois sous-objectifs spécifiques (SO).

- SO1 Identifier un matériau approchant les propriétés hyperélastiques de la moelle épinière en compression transverse;
- SO2 Adapter une technique de mesure des déformations au matériau identifié et construire un prototype de moelle épinière instrumenté;
- SO3 Calibrer et valider l'outil de mesure développé.

2.3 Approche méthodologique

L'approche méthodologique abordée dans ce mémoire est résumée par le schéma de la Figure 2.1. Chaque étape de cette approche correspond à une réponse apportée à un ou plusieurs SO. Les chapitres de ce mémoire s'organisent également suivant cette dernière.

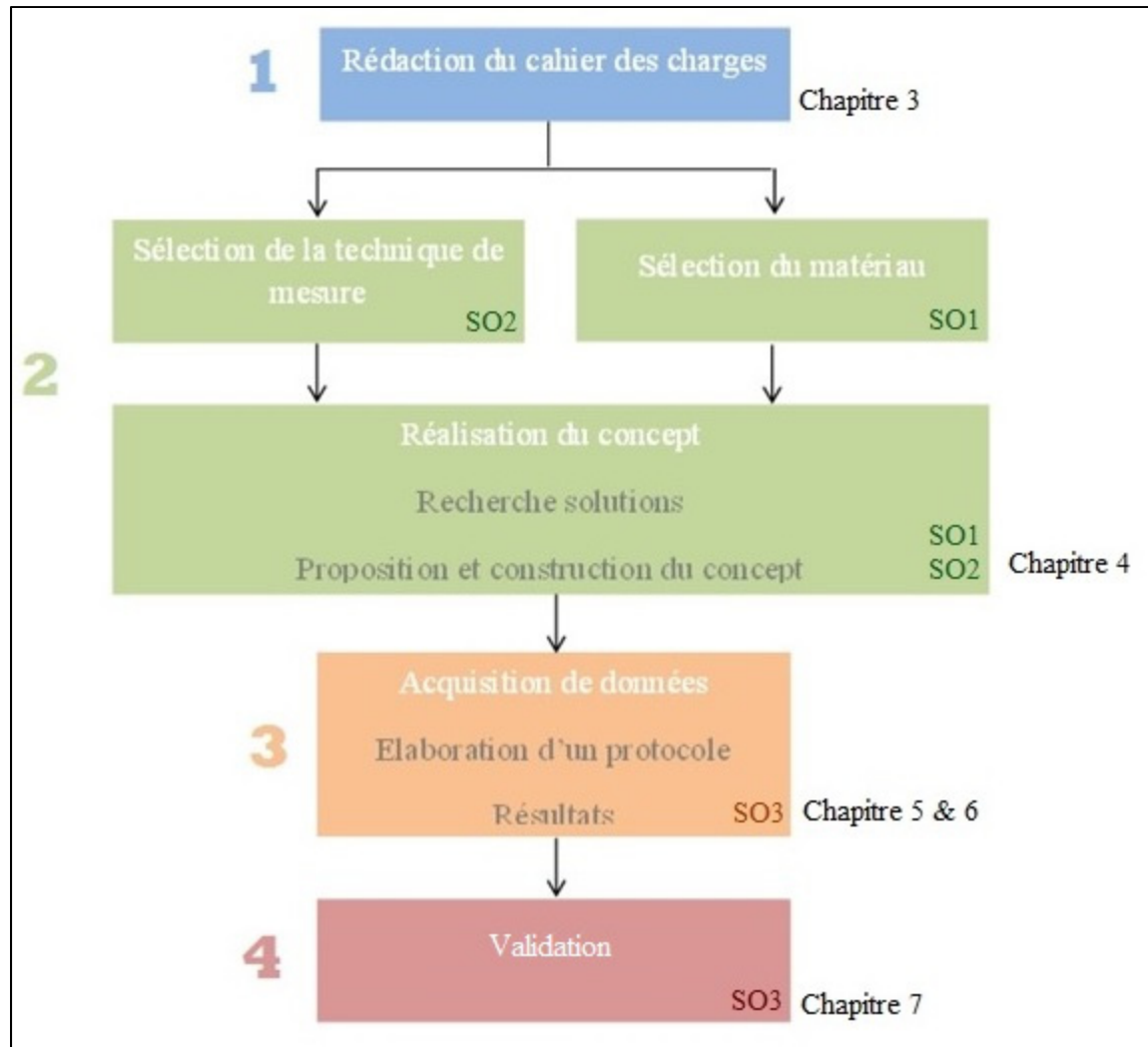


Figure 2.1 Approche méthodologique

CHAPITRE 3

CAHIER DES CHARGES

Ce projet de recherche porte sur la conception et la fabrication d'un nouvel outil de mesure. Il est donc intéressant d'utiliser certaines techniques industrielles pour clarifier et prioriser les attributs et les spécifications techniques attendues du produit. La technique utilisée ici est celle du déploiement de la fonction qualité (Bechard, Dobbins, Morisset, Hydro, & Qualité et gestion du, 1997). Il s'agit d'une méthode de conception et/ou d'amélioration de produits axée sur la satisfaction du client. Elle possède plusieurs étapes (Maison de la Qualité, Pareto...) servant à cibler et prioriser les objectifs et attentes liés à la conception de ce produit. Cette méthode a été adaptée et appliquée lors de la conception du substitut de moelle épinière.

3.1 Clients, marché et contraintes

Une première étape du déploiement de la fonction qualité est l'identification des clients, du marché et des contraintes du substitut de moelle épinière instrumenté (SMEI).

Ce dispositif se présente véritablement comme un outil à la disposition des chercheurs sur la moelle épinière. En effet, l'enjeu d'un tel dispositif est de fournir un nouveau moyen de mesurer la compression médullaire lors de la reproduction de fractures *in vitro*. Ce sont donc les chercheurs qui sont susceptibles d'utiliser un SMEI et qui représentent les clients externes (utilisateurs de la technologie). Le client interne est l'École de technologie supérieure puisqu'il s'agit de l'institution (par le biais des co-directeurs du projet) qui investit financièrement dans le développement du substitut.

Bien qu'il ne soit pas prévu de commercialiser la technologie, le marché primaire du SMEI serait les laboratoires de recherche s'intéressant aux blessures médullaires. Le SMEI pourrait également intéresser les entreprises développant des dispositifs médicaux, simulateurs de chirurgie ou équipements de protection (marché secondaire).

Le SMEI possède également des contraintes qui doivent impérativement être respectées. Dans le cas contraire, les solutions proposées sont rejetées. Ces contraintes sont :

- le matériau composant le SMEI ne doit pas présenter une toxicité grande ou aigue, ni de risques de corrosion/irritation. En effet, le SMEI doit subir de nombreuses manipulations avant son utilisation. L'utilisation et la manipulation du SMEI ne doivent pas présenter de risques pour le fabricant, le chercheur ou l'étudiant;
- le SMEI mesure la compression transverse.

3.2 Description des attributs et spécifications techniques

Les attributs sont des critères qualitatifs du SMEI jugés importants, et auxquels sont associées une ou plusieurs spécifications techniques permettant l'évaluation quantitative de ceux-ci. Ces derniers résultent de l'analyse de la revue de la littérature et d'une réflexion sur les besoins. Ils sont énumérés, expliqués et évalués selon leur importance relative ci-dessous.

- **Attribut** : Le SMEI mesure une grande plage de compression

Importance : 5/5

Spécification Technique 1 : Intervalle de mesure

Cible : [0-90%] (à maximiser)

Justification : Les cliniciens utilisent souvent le terme « taux de compression » (TC) pour quantifier la compression médullaire. Ce terme sera donc utilisé dans la suite du mémoire. Il est défini ainsi :

$$TC \text{ (en \%)} = \frac{l}{L} \times 100 \quad (3.1)$$

L le diamètre antéro-postérieur du SMEI non-déformé

l le diamètre antéro-postérieur du SMEI déformé

Pour plus de clarté, les termes L et l sont définis dans la Figure 3.1.

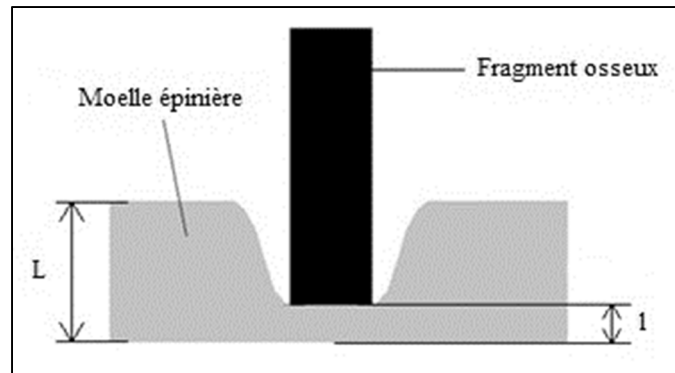


Figure 3.1 Représentation schématique pour définir le taux de compression (TC) de la moelle épinière

La biomécanique des FVC étant encore mal comprises, le TC maximal de la moelle épinière durant le traumatisme, est encore inconnu (Panjabi et al., 1995; Wilcox et al., 2002). De plus, ce TC dépend énormément des conditions de l'accident. La définition d'une plage de valeur du TC couvrant tous les cas possibles de FVC avec certitude, est impossible. Le but est alors d'envisager le plus grand nombre de scénarios possibles. L'intervalle de mesure établi pour le TC est 0-90%.

- **Attribut :** La mesure est fidèle (répétable).

Importance : 4/5

Spécification Technique 2 : Écart de mesure (Δm_{repet})

Cible : 5% (à minimiser)

Justification : Le SMEI doit être fidèle. Ici, la fidélité au sens métrologique sera caractérisée par la répétabilité de la mesure. Pour évaluer la répétabilité du SMEI, cinq étalonnages seront effectués. Pour chaque valeur de la grandeur mesurée par le capteur, l'écart maximum entre le 1^{ère} et la 5^{ème} étalonnage, du mesurande correspondant, devra être inférieur à 5% (Figure 3.2).

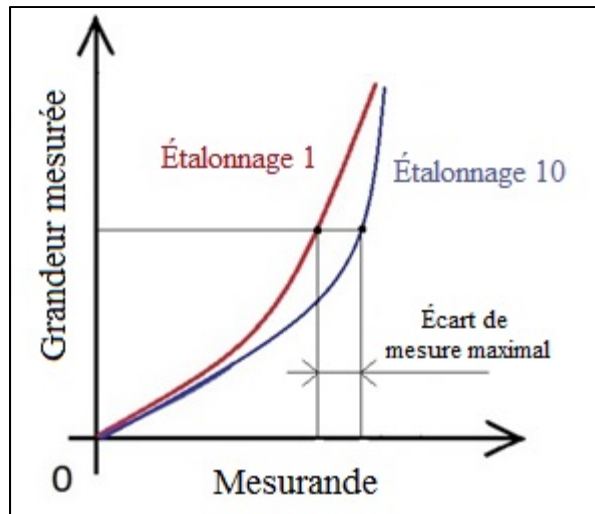


Figure 3.2 Définition de l'écart de mesure maximal Δm_{repet}

- **Attribut :** Le SMEI est sensible.

Importance : 3/5

Spécification Technique 3 : Résolution

Cible : 0,5% (à minimiser)

Justification : La sensibilité au sens métrologique serait la meilleure façon de caractériser cet attribut. Cependant, elle se définit comme étant le rapport entre la grandeur mesurée et le mesurande. Ne connaissant pas encore la nature de la grandeur mesurée, il est impossible de donner une valeur cible à la sensibilité. La notion de résolution sera plutôt utilisée. La variation minimale du mesurande (taux de compression) entraînant un changement détectable de la grandeur à mesurer est fixée à 0,5 %.

- **Attribut :** Le SMEI fourni une mesure juste.

Importance : 5/5

Spécification Technique 4 : Erreur de mesure

Cible : 2% (à minimiser)

Justification : Le SMEI devra être calibré dans un premier temps, puis validé avec des essais complémentaires. Cette validation sera approuvée si l'erreur de mesure maximale lors de ces essais complémentaires est inférieure à 2%. L'erreur de mesure est définie comme l'écart entre le TC mesuré par le SMEI et le TC réel qu'il subit à un instant donné.

- **Attribut** : Le SMEI est rapide.

Importance : 5/5

Spécification Technique 5 : Temps de réponse à 5%

Cible : 1 ms (à minimiser)

Justification : La durée totale du phénomène de FVC est encore incertaine. En effet, cette dernière dépend fortement des conditions de l'accident (vitesse et énergie mise en jeu). Cependant, plusieurs études ayant reproduit des FVC, ont conclu que la totalité du phénomène (compression aigue puis stabilisation) pouvait durer moins de 10 ms. (Ivancic, 2014; Panjabi et al., 1995; Wilcox et al., 2002). Même si ces fractures réalisées *in vitro* ne représentent pas parfaitement une FVC *in vivo*, elles renseignent sur la durée d'un tel phénomène. Pour caractériser la rapidité de réponse du SMEI, le temps de réponse à 5% est utilisé. Ce paramètre est défini comme le temps nécessaire pour que la mesure atteigne 95% de sa valeur finale en réponse à une compression imposée de type échelon (Figure 3.3).

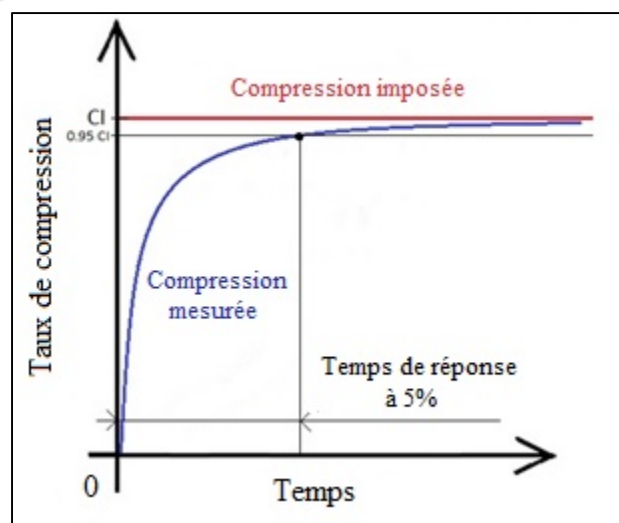


Figure 3.3 Définition du temps de réponse à 5%

Pour avoir une interprétation correcte de la grandeur mesurée, il est impératif d'avoir au moins 10 points de mesure sur toute la durée du phénomène. Ce phénomène pouvant durer moins de 10 ms, le temps de réponse à 5% devra être au maximum de 1 ms.

- **Attribut** : Le SMEI est mécaniquement similaire à la moelle épinière en compression transverse

Importance : 5/5

Spécification Technique 6 : Coefficient de corrélation intra classe

Cible : 0,95 (à maximiser)

Justification : Parmi les études de caractérisation mécanique de la moelle en compression recensées dans la revue de la littérature, celle de Fradet et al. (2016) est celle qui semble minimiser le plus possible les biais expérimentaux (échantillonnage, dégradation *post mortem*...). De plus, aucune caractérisation mécanique de la moelle épinière n'a été aussi complète (quasi-statique et dynamique jusqu'à 90% de déformation). Cette caractérisation mécanique a permis de tracer les courbes contraintes-déformations de la moelle épinière à différents taux de déformation (Figure 3.4).

L'auteur a souligné certains TC limites à partir desquels le comportement de la moelle épinière devient fortement non-linéaire. Ces limites prenaient place aux alentours de 60-70% de compression dépendant du taux de déformation (Figure 3.4). Ces limites correspondent au début de l'endommagement des tissus et les valeurs de contraintes deviennent alors incohérentes.

La cible est donc de trouver un matériau qui possède des courbes contraintes-déformations en compression transverse similaire à la moelle épinière :

- jusqu'à une déformation de 70% (début de l'endommagement des tissus et des valeurs de contraintes non cohérentes);
- à des taux de déformation supérieurs à $5,0s^{-1}$, taux de déformation mis en jeu lors de fractures vertébrales (L.-E. Bilston, 2011).

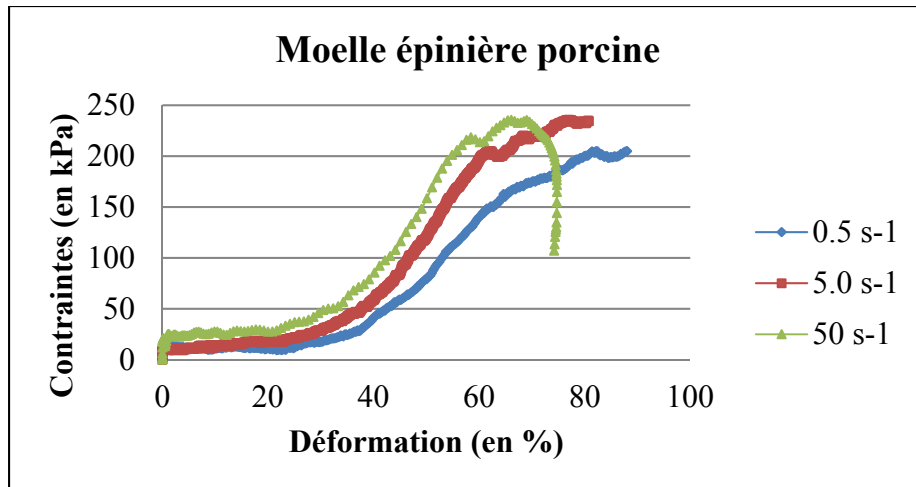


Figure 3.4 Courbes contraintes-déformations moyennes de la moelle épinière porcine à différents taux de déformations

Adaptée de Fradet et al. (2016)

La similitude avec les résultats de la littérature seront évalués grâce à un coefficient de corrélation intra classe (ICC). L'avantage de l'ICC par rapport à un coefficient de corrélation classique est de ne pas considérer comme influente la relation linéaire entre les 2 séries de données. Il s'agit donc d'un degré d'association plus « fort » que le coefficient de corrélation classique. Normalement, l'ICC est utilisé pour étudier la constance et la conformité de mesures effectuées par de multiples observateurs mesurant la même quantité. Il s'agit d'un moyen de quantifier la ressemblance de deux séries de données. Pour pouvoir l'utiliser, un protocole expérimental similaire à celui de Fradet et al. (2016) doit être appliqué pour caractériser mécaniquement le matériau du SMEI.

- **Attribut :** Le SMEI est géométriquement fidèle.

Importance : 5/5

Spécification Technique 7 : Ratios géométriques sur le grand axe (r_a) et sur le petit axe (r_b)

Cible : $1 \pm 0,15$ (à éгалer)

Justification : Comme remarqué dans la revue de la littérature, il n'existe pas de consensus sur la géométrie exacte de la moelle épinière humaine. Les résultats de Fradet et al. (2014) seront alors utilisés puisqu'il s'agit de l'étude *in vivo* la plus récente et qu'elle utilise la technologie d'imagerie la plus performante, soit l'IRM. Comme dans les études précédentes, la géométrie de la moelle épinière dans le plan transverse a été assimilée et approximée par une ellipse composée d'un grand axe a et d'un petit axe b (Figure 3.5).

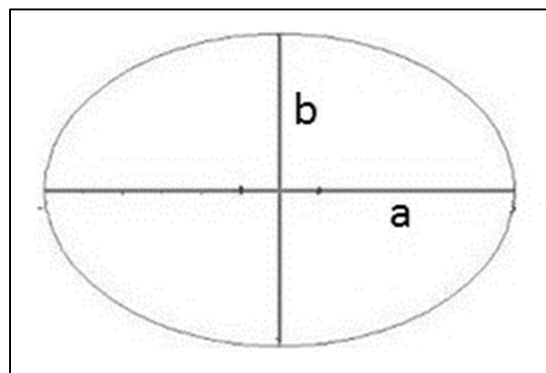


Figure 3.5 Définition des paramètres a et b

La moyenne du grand axe a de la moelle épinière humaine le long de l'axe vertébral est de $5,6 \pm 0,8$ mm. Celle du petit axe b est $3,7 \pm 0,6$ mm. Le SMEI devra posséder une géométrie comprise dans ces plages de valeurs. Dans le but de n'avoir qu'une seule spécification technique par attribut, deux ratios géométriques ont été définis. Le but est de ne pas biaiser l'analyse des interactions entre les attributs et les spécifications dans la maison de la qualité (MDQ), qui sera abordée par la suite. Ces ratios devront tous les deux, être égaux à $1 \pm 0,15$. L'intervalle de confiance de ces ratios a été définis conformément aux intervalles de confiance des dimensions de la moelle épinière ($0,8/5,6 = 0,14$ et $0,6/3,7 = 0,16$)

$$r_a = \frac{a_{\text{substitut}}}{a_{\text{moelle}}} \quad (3.2)$$

$$r_b = \frac{b_{\text{substitut}}}{b_{\text{moelle}}} \quad (3.3)$$

- **Attribut** : Le SMEI est simple à fabriquer
Importance : 3/5
Spécification Technique 9 : Nombre de composants du capteur
Cible : 1 (à minimiser)

Justification : Pour évaluer la simplicité de fabrication du SMEI, un moyen est de calculer le nombre de composants. Idéalement, le SMEI le plus simple possède un unique composant. Ici, le capteur idéal serait donc composé d'un unique matériau permettant à la fois la mesure et mimant les propriétés mécaniques de la moelle épinière.

- **Attribut** : La mesure est facilement accessible
Importance : 3/5
Spécification Technique 10 : Nombre de composants de la chaîne de mesure
Cible : 2 (à minimiser)

Justification : Dans un souci de simplicité dans la mesure, dans l'analyse et dans l'interprétation des résultats, la chaîne de mesure doit être la plus simple possible. Pour quantifier la simplicité de la chaîne de mesure, il est possible de calculer le nombre de composants de la chaîne de mesure. Idéalement, la chaîne de mesure ne possède ni conditionnement, ni traitement du signal. Ainsi, elle se résume en 2 composants : le capteur et un convertisseur analogique/numérique.

- **Attribut** : Le SMEI est abordable
Importance : 2/5
Spécification Technique 11 : Coût de fabrication
Cible : 100 \$ (à minimiser)

Justification : De nombreux essais devant être effectués sur de nombreux échantillons, il est nécessaire que le coût de fabrication du capteur soit raisonnable. Il est fixé à 100 \$ par l'équipe de recherche. Ce coût de fabrication comprend uniquement le coût des composants et du processus de fabrication du SMEI.

- **Attribut** : La fabrication du SMEI est reproductible

Importance : 4/5

Spécification Technique 12 : Écart de mesure entre plusieurs SMEI (Δm_{repro})

Cible : 5 % (à minimiser)

Justification : Le protocole de fabrication doit être reproductible. Pour évaluer cette caractéristique, plusieurs SMEI devront être fabriqués et calibrés selon les mêmes protocoles. Pour une même valeur de la grandeur mesurée, l'écart maximum entre les différentes courbes d'étalonnage, du mesurande correspondant, devra être inférieur à 5%.

Le tableau 3.1 résume les attributs et spécifications techniques du SMEI, regroupés par catégories.

Tableau 3.1 Tableau récapitulatif des attributs et spécifications techniques

Catégorie	Attributs client	Spécifications techniques	Objectif	Cible	Importance (/5)
Mesure	Mesure une grande plage de compression	Intervalle de mesure	↑	[0-90%]	5
	Est fidèle (répétable)	Écart de mesure (Δm_{repet})	↓	5%	4
	Est sensible	Résolution	↓	0,5%	3
	Est juste	Erreur de mesure	↓	2%	5
	Est rapide	Temps de réponse à 5%	↓	1 ms	5
Comportement mécanique	Est mécaniquement similaire en compression transverse	ICC	↑	0,95	5
Géométrie	Est géométriquement fidèle	Ratios géométriques	o	$1 \pm 0,15$	5
Fabrication / conception	Est simple à fabriquer	Nombre de composants du capteur	↓	1	3
	Fournit une mesure facilement accessible	Nombre de composants de la chaîne de mesure	↓	2	3
	Est abordable	Coût de fabrication	↓	100 \$	2
	Est reproductible (fabrication)	Écart de mesure (Δm_{repro})	↓	5%	4

3.3 Priorisation des spécifications techniques

La priorisation sert à déterminer la priorité des différentes spécifications techniques énumérées ci-haut. Pour ce faire, les attributs et spécifications techniques sont insérés dans une maison de la qualité (MDQ) (Figure 3.6), qui permet d'établir des liens entre les divers attributs et spécifications techniques. Le fonctionnement est simple : les attributs sont identifiés dans la pièce 1 et leur côte d'importance déterminée précédemment sont indiquées dans la pièce 2. Les spécifications techniques sont identifiées dans la pièce 4 avec une flèche indiquant si l'objectif est de les maximiser (↑) ou de les minimiser (↓).

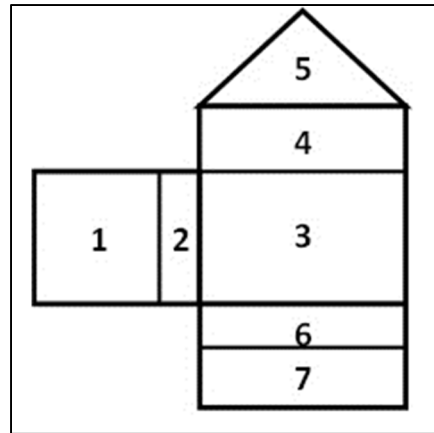


Figure 3.6 Répartition des zones de la MDQ

La pièce 5, aussi appelée le toit de la maison, contient les synergies entre les spécifications techniques, identifiées par les symboles + et -. Un + indique une synergie positive, c'est-à-dire que l'amélioration d'une des spécifications améliore également les résultats de la deuxième. À l'inverse, un - indique un compromis, c'est-à-dire que l'amélioration d'une spécification nuit aux résultats de la seconde. La pièce 3 abrite les liens entre les attributs et les spécifications techniques. Les liens sont notés de -5 à 5, en comptant seulement les chiffres impairs, selon la synergie positive ou négative et le niveau d'influence, le 1 étant le plus faible et le 5 étant le plus fort. Finalement, les pièces zones 6 et 7 annoncent respectivement les cibles et leur unité ainsi que les résultats des sommes algébriques et relatives des cotes de chaque spécification technique. La MDQ est présentée à la Figure 3.7. Les interactions entre attributs et spécification techniques sont justifiées dans le Figure 3.2.

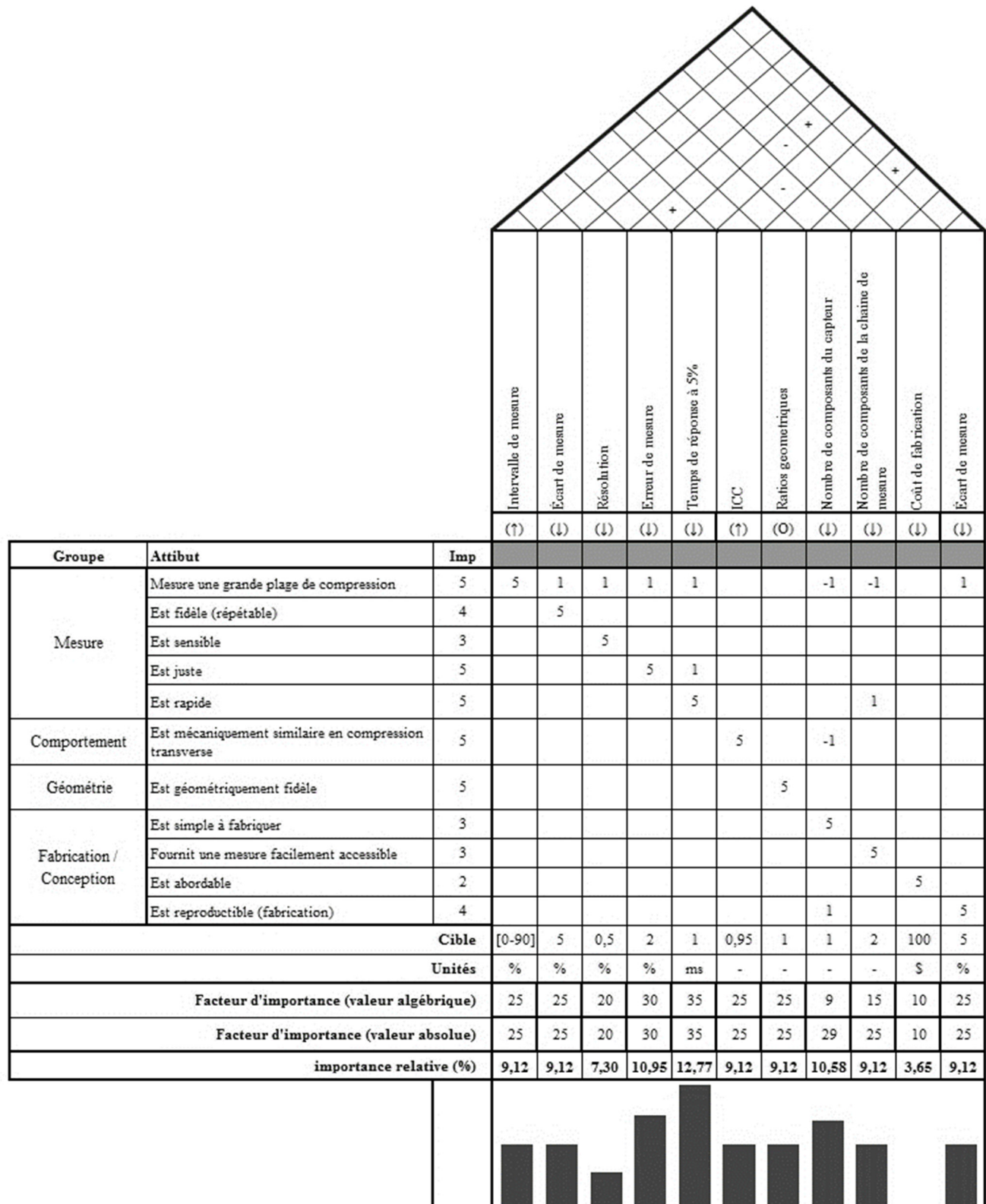


Figure 3.7 Maison de la qualité

Tableau 3.2 Explications des interactions entre attributs et spécifications techniques de la MDQ

Spécification technique	Attributs	Cote	Explications
Écart de mesure (Δm_{repet})	Mesure une grande plage de compression	1	Diminuer l'écart de mesure au fil des tests induit une meilleure mesure du taux de compression.
Résolution	Mesure une grande plage de compression	1	Diminuer la résolution du SMEI améliore la mesure du taux de compression.
Erreur de mesure	Mesure une grande plage de compression	1	Diminuer l'erreur de mesure permet d'augmenter la qualité de la mesure du taux de compression.
Temps de réponse à 5%	Mesure une grande plage de compression	1	Il n'existe pas de limites connues à la vitesse de compression de la moelle lors des FVC. Ainsi, augmenter la rapidité de mesure permet de couvrir une plus grande plage de scénarios possibles et donc d'améliorer la qualité du SMEI.
	Est juste	1	Augmenter la rapidité de mesure influence la justesse du SMEI. En effet, un dispositif trop lent va présenter une grande erreur lors de la phase transitoire de la sollicitation mécanique. La rapidité peut donc diminuer l'erreur maximum de mesure.
Nombre de composants du capteur	Mesure une grande plage de compression	-1	Vouloir un capteur à composant unique sous-entend de trouver un matériau à la fois mécaniquement similaire et qui présente une capacité de mesure. Ce matériau étant certainement difficile à trouver, un compromis entre mesure et mécaniquement similaire doit être trouvé.
	Est mécaniquement similaire en compression transverse	-1	
	Est reproductible	1	Diminuer le nombre de composant peut simplifier la fabrication et peut rendre le SMEI plus facilement reproductible.
Nombre de composants de la chaîne de mesure	Mesure une grande plage de compression	-1	Réduire le nombre de composant de la chaîne de mesure et donc le traitement du signal peut rendre l'analyse et l'interprétation des résultats difficile.
	Est rapide	1	Diminuer le nombre de composants de la chaîne de mesure peut diminuer le temps traitement du signal. Ceci peut rendre la mesure plus rapide.
Écart de mesure (Δm_{repro})	Mesure une grande plage de compression	1	Plus la mesure entre différents capteurs sera identique, plus la mesure du TC sera fiable et robuste.

L'ordre de priorité des spécifications techniques peut donc être établi à partir des importances relatives calculées dans la MDQ. Cet ordre est présenté au Tableau 3.3.

Tableau 3.3 Spécifications techniques triées selon leur importance relative

Ordre	Spécifications technique	Imp. Relative	Imp. Cumulée
1	Temps de réponse à 5%	12,8	12,8
2	Erreur de mesure	11,0	23,7
3	Nombre de composants du capteur	10,6	34,3
4	Intervalle de mesure	9,1	43,4
	Écart de mesure (Δm_{repet})	9,1	52,6
	Coefficient de corrélation intra classe	9,1	61,7
	Ratios géométriques	9,1	70,8
	Nombre de composants de la chaîne de mesure	9,1	79,9
	Écart de mesure (Δm_{repro})	9,1	89,1
10	Résolution	7,3	96,4
11	Coût de fabrication	3,7	100,0

L'ordre de la priorité des spécifications techniques permet de mettre quelques phénomènes en lumière. Tout d'abord, la spécification technique qui sort du lot est le temps de réponse du capteur à 5%. Il s'agit de la spécification technique qui présente le plus d'interactions avec les attributs jugés importants. Ceci s'explique facilement puisque l'enjeu principal du SMEI à concevoir est de mesurer des phénomènes rapides. Sans rapidité, la mesure elle-même, est impossible. L'erreur de mesure est également une spécification technique importante. En effet, telle qu'elle a été définie, elle possède un lien direct avec la validation du dispositif. Ces deux spécifications seront donc déterminantes dans la recherche de solutions et dans l'évaluation future des concepts.

Ensuite, une certaine homogénéité existe dans l'importance des autres spécifications techniques. Seul le coût de fabrication semble d'une importance moindre vis-à-vis des autres spécifications. Malgré une importance de leur attribut plus élevée, les spécifications techniques liées à la mesure sont aussi importantes que les spécifications liées à la conception/fabrication. En effet, le nombre de composants du capteur et de la chaîne de mesure possède plusieurs interactions avec des attributs importants. La MDQ souligne ainsi l'importance de la simplicité du SMEI : simple à la conception, simple à la fabrication et simple de fonctionnement.

Ici, chaque attribut possède une unique spécification technique. L'analyse des synergies entre les spécifications rejoint très majoritairement le lien entre les spécifications techniques et les attributs. On souligne cependant, une synergie positive entre le temps de réponse à 5% et l'erreur de mesure, les deux spécifications techniques les plus importantes.

Enfin, il est intéressant de regrouper les spécifications techniques selon leur groupe attributs clients associés et d'évaluer leur importance. Toutes les spécifications techniques liées à l'idée de mesure regroupent quasiment 50% des importances relatives (49,3%), celles concernant la fabrication/conception plus de 30% (32,5%). Les spécifications liées au respect de la géométrie et des propriétés mécaniques (9,1%) viennent ensuite. Grâce à ce regroupement, il devient évident que l'objectif principal du dispositif est la mesure du taux de compression. Le plus important sera donc de développer un outil de mesure juste, fidèle et rapide. Cependant, la fabrication et la conception du produit seront des étapes importantes à ne pas négliger.

3.4 Diagramme de Pareto

Le diagramme de Pareto est un outil statistique qui permet de prioriser des éléments en fonction de leur importance relative selon le principe du 80/20. Le principal intérêt est d'alléger l'évaluation des solutions préliminaires lors de la recherche de solutions grâce au nombre réduit de spécifications techniques. Seules les spécifications techniques les plus déterminantes, sont considérées. Ici, étant donné la grande homogénéité de l'importance des spécifications

techniques, le seuil fixé est de 89% (Figure 3.8). Les deux spécifications techniques qui seront les moins prises en compte durant la conception du SMEI sont la résolution et le coût de fabrication.

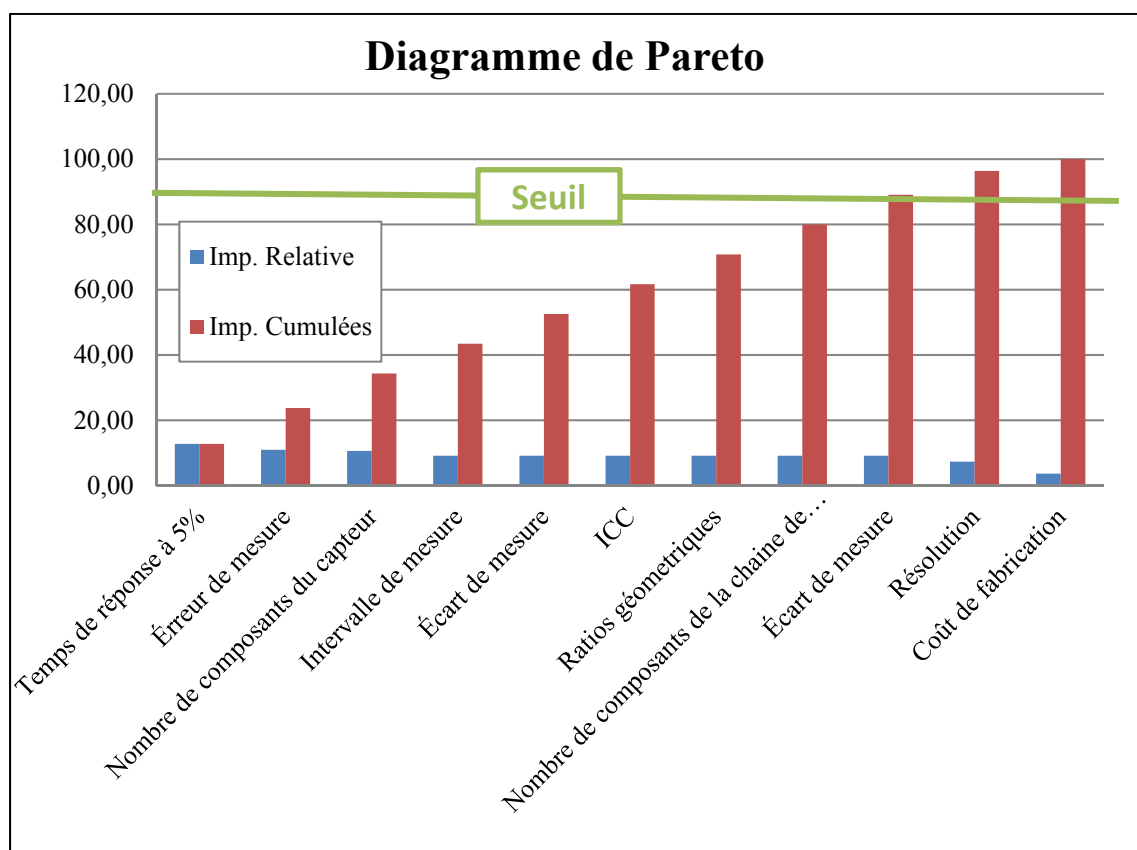


Figure 3.8 Diagramme de Pareto

3.5 Barème

Le barème est un outil d'évaluation quantitative des spécifications techniques les plus influentes déterminées par le triage selon Pareto. À chaque spécification sont associés trois valeurs ou écarts de valeurs jumelés à un pointage. Le pointage maximal de 3 est attribué à la valeur cible alors que le pointage minimal de 0 est attribué à la valeur la plus éloignée de la cible. Ce barème permettra d'évaluer la performance de la solution développée et le respect du cahier des charges (Tableau 3.4).

Tableau 3.4 Barème

Spécifications techniques	Cible	Barème	Cote
Temps de réponse à 5%	1 ms	$t \leq 1$ ms	3
		$1 \text{ ms} < t \leq 3$ ms	2
		$3 \text{ ms} < t \leq 5$ ms	1
		$5 \text{ ms} < t$	0
Erreur de mesure	2%	$E \leq 2\%$	3
		$2\% < E \leq 5\%$	2
		$5\% < E \leq 8\%$	1
		$8\% < E$	0
Nombre de composants du capteur	1	$N \leq 1$	3
		$1 < N \leq 2$	2
		$2 < N \leq 3$	1
		$3 < N$	0
Intervalle de mesure	[0-90]	[0-90]	3
		[10-80]	2
		[20-70]	1
		[30-60]	0
Écart de mesure (Δm_{repet})	5%	$E \leq 5\%$	3
		$5\% < E \leq 8\%$	2
		$8\% < E \leq 11\%$	1
		$11\% < E$	0
Coefficient de corrélation intra classe	0,95	$0.95 \leq C$	3
		$0.9 \leq E < 0.95$	2
		$0.85 \leq E < 0.9$	1
		$0.85 < E$	0
Ratios géométriques	1	$R = 1 \pm 0,15$	3
		$R = 1 \pm 0,20$	2
		$R = 1 \pm 0,25$	1
		$R = 1 \pm 0,30$	0
Nombre de composants de la chaîne de mesure	2	$N \leq 2$	3
		$2 < N \leq 3$	2
		$3 < N \leq 4$	1
		$4 < N$	0
Écart de mesure (Δm_{repro})	5%	$E \leq 5\%$	3
		$5\% < E \leq 8\%$	2
		$8\% < E \leq 11\%$	1
		$11\% < E$	0

CHAPITRE 4

CONCEPTION DU SUBSTITUT DE MOELLE ÉPINIÈRE INSTRUMENTÉ

Ce chapitre présente le processus de conception du SMEI. Tout ce processus a été guidé par le cahier des charges. Dans un premier temps, une recherche de matériau mécaniquement similaire à la moelle épinière a été menée. Ensuite, une technique de mesure de la compression transverse a été choisie. Enfin, divers concepts ont été testés et évalués qualitativement dans le but de proposer un concept final susceptible de répondre le mieux possible aux besoins du cahier des charges.

4.1 Sélection du matériau

Un des objectifs du cahier des charges est de concevoir un SMEI mécaniquement fidèle. Cet attribut possède une grande importance (fixée à 4/5). La revue de littérature a fait ressortir que les matériaux utilisés jusqu'alors pour mimer les propriétés mécaniques de la moelle sont trop rigides par rapport aux propriétés de la moelle épinière en compression définie par Fradet et al. (2016). Ainsi, une recherche de matériaux est une étape essentielle.

4.1.1 Processus de sélection

Tel que défini dans le cahier des charges, le but est d'identifier un matériau possédant des courbes contraintes-déformations similaires à la moelle épinière porcine. Cette identification s'est décomposée en différentes étapes. Tout le processus de sélection s'est basé sur des données mécaniques fournies par les fabricants (courbes contraintes-déformations en compression). Les contraintes du cahier des charges ont permis de définir les critères d'exclusions de cette recherche. Trois tris successifs ont permis l'identification du matériau (Figure 4.1). Ces tris correspondent à une comparaison de plus en plus forte avec les courbes contraintes déformations de la moelle épinière porcine en quasi-statique ($<0,5s^{-1}$) :

- **1^{er} tri** : Le matériau a un module de compression (module d'Young pour des déformations inférieures à 5%) similaire à la moelle épinière porcine : $0,2 \pm 0,1$ MPa.
- **2^{ème} tri** : Le matériau possède la même valeur de contraintes à 25% de compression que la moelle épinière porcine : $0,022 \pm 0,01$ MPa.
- **3^{ème} tri** : Le matériau possède une courbe contrainte-déformation similaire à la moelle épinière porcine. Cette ressemblance générale est évaluée avec l'ICC, conformément au cahier des charges.

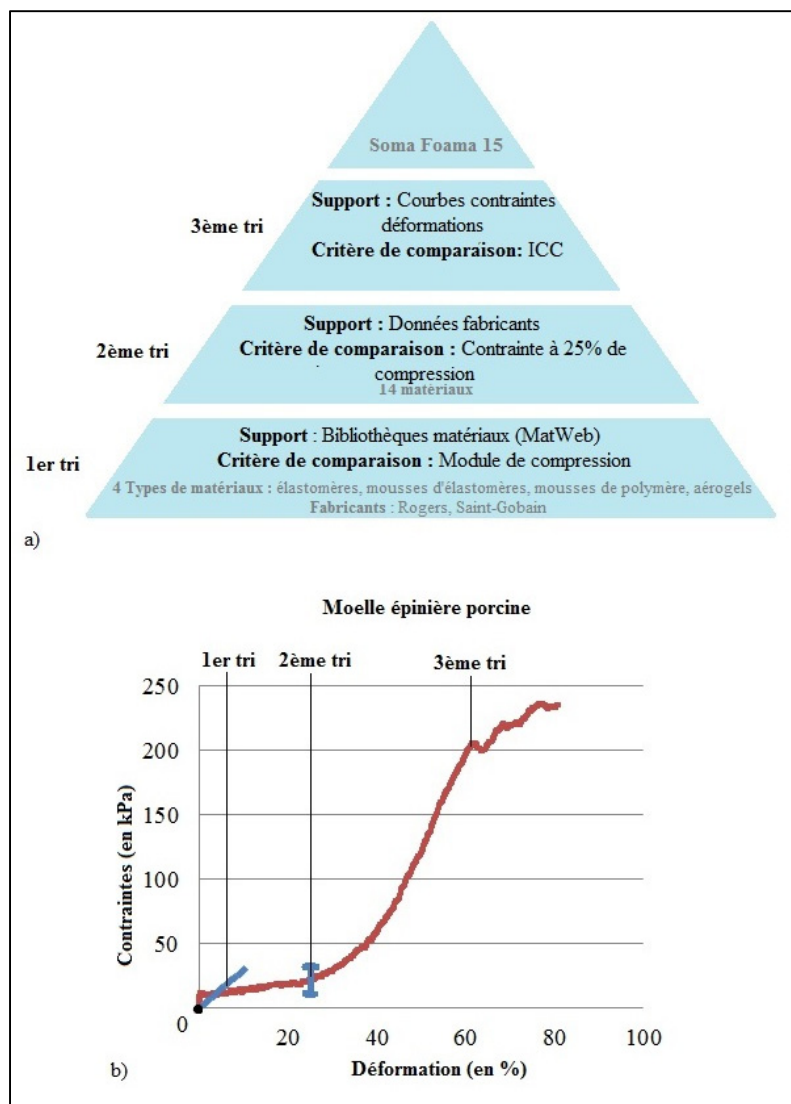


Figure 4.1 (a) Schéma du processus de sélection des matériaux (b) Représentation des critères de tri sur la courbe contraintes-déformations de la moelle épinière porcine

Le premier tri s'est effectué grâce à une bibliothèque listant les propriétés de nombreux matériaux en ligne : MatWeb (Figure 4.1). Cette dernière répertorie les propriétés mécaniques, thermiques, chimiques ou encore électriques de plus de 115 000 matériaux. Ce tri a permis d'identifier 4 types de matériaux différents ayant un module de compression compris entre 0,1 et 0,3 MPa : des élastomères, des mousses d'élastomères, des mousses de polymères ou encore des aérogels. Cette étape a également permis d'identifier des fournisseurs pour ces types de matériaux (Rogers Corporation (Connecticut, USA) et Saint Gobain (Courbevoie, France)).

Le deuxième tri s'est effectué grâce aux fiches techniques de ces types de matériaux (Figure 4.1). Ces fiches techniques renseignent sur la contrainte dans le matériau lorsqu'il est comprimé de 25% (ASTM D3574, ASTM D1056 et ASTM D1667). Ce tri a permis d'identifier 14 matériaux possédant une contrainte à 25% de compression fortement similaire à celle de la moelle épinière porcine :

- mousses de silicone : F12, R10480S, R10470M de Saint-Gobain et BF-1000, HT-870, HT-800 de Rogers;
- mousses de polyuréthane : PF45, PF47 de Saint-Gobain et 4790-92, 4701-30, 4701-40, 4701-41 de Rogers;
- mousses de PVC : V780, V740 de Saint-Gobain.

Le troisième tri s'est effectué avec les courbes contraintes déformations globales de ces 14 matériaux (Figure 4.1). L'analyse de ces courbes ou tableaux a permis de déterminer les contraintes correspondantes à 0, 10, 25, 40 et 55 % de compression pour les mousses présélectionnées (Figure 4.1). Ces valeurs ont été comparées avec celles issues des courbes contraintes-déformations de la moelle épinière porcine. Cette comparaison a été quantifiée au sens mathématique par le coefficient intra-classe, conformément au cahier des charges (ANNEXE I). Cette étape a permis d'identifier 4 mousses d'élastomère de densités différentes possédant une très forte similitude avec la courbe contrainte-déformation de la moelle épinière à $0,5s^{-1}$.

Cependant, le procédé de fabrication de ces matériaux ne permet pas de construire une géométrie spécifique. En effet, ces matériaux sont uniquement disponibles sous forme de feuille de faible épaisseur (0,5'' maximum). Ainsi, la dernière étape du processus a été de chercher un matériau possédant les mêmes caractéristiques que ceux identifiés précédemment (mousse d'élastomère, densité comprise entre 192 et 350 kg.m⁻³, etc.) et ayant un processus de fabrication simple permettant de créer une géométrie elliptique, conformément au cahier des charges. Un matériau final présentant un processus de fabrication très simple a été identifié : Soma Foama 15 (Smooth-On, Macungie, USA). Un simple mélange de deux composants (A et B) à température ambiante permet de recréer de la mousse de silicone d'une densité de 240 kg.m⁻³.

4.1.2 Caractérisation mécanique du matériau Soma Foama 15

L'identification du matériau Soma Foama 15 s'est basée sur les données mécaniques fournies par le fabricant. Cependant, le protocole de caractérisation mécanique utilisé par ce dernier (ASTM D1056) diffère complètement de celui utilisé par Fradet et al. (2016). De plus, la comparaison des propriétés s'est uniquement faite en quasi-statique ($< 0,5s^{-1}$). Or, conformément au cahier des charges, cette comparaison doit être effectuée à des taux de déformations élevés. Ainsi, une caractérisation mécanique plus fine est nécessaire. Un protocole similaire à Fradet et al. (2016), a été utilisé.

4.1.2.1 Matériels et méthodes

La mousse de silicone Soma Foama 15 est formée à l'aide d'un mélange de 2 composants liquides à température ambiante (A : B). Le ratio initial massique (ou concentration massique) du mélange des deux composants liquides, préconisé par le fabricant est : 2 : 1. La durée totale de formation et durcissement de la mousse est 1h. Pour maîtriser la géométrie finale du matériau, un moule en ABS a été fabriqué par un procédé de fabrication additive par extrusion de matière (Fortus 250mc, Stratasys, Eden Prairie, USA) (Figure 4.2). Ce moule produit une mousse d'une longueur de 90 mm et de section elliptique (grand axe = 13 mm ; petit axe = 8

mm), ce qui représente les dimensions souvent rencontrées de la moelle épinière humaine (Fradet et al., 2014; Sherman et al., 1990; Yu et al., 1985; Zaaroor et al., 2006).

La caractérisation mécanique a consisté en une compression transverse de l'échantillon de mousse de silicone. Deux grandeurs physiques ont été mesurées : le déplacement de l'impacteur (en mm) et la force exercée sur l'impacteur. La compression a été réalisée par un impacteur cylindrique de 5 mm de diamètre (Figure 4.2). L'impact transverse de la mousse de silicone a été réalisé à plusieurs taux de déformation : quasi-statique ($0,5 \text{ s}^{-1}$, soit une vitesse de compression de 4 mm.s^{-1}) et dynamique (5 s^{-1} et 50 s^{-1} , soit des vitesses de compression respectives de 40 et 400 mm.s^{-1}). La course de l'impacteur a été commandée de 0 à 6 mm par un essai de type rampe. L'origine est le point de contact initial de l'échantillon et de l'impacteur. Ce contact initial entre l'impacteur et la mousse de silicone est défini par une pré-charge de 0,1 N. L'acquisition du déplacement de l'impacteur a été réalisé avec l'instrumentation de la machine Bose ElectroForce 3200 (TA Instruments, New Castle, USA) à 50 Hz (pour la compression à 4 mm.s^{-1}), 500 Hz (40 mm.s^{-1}) et à 5000 Hz (400 mm.s^{-1}). Le but était d'avoir une centaine de points de mesure sur toute la durée du déplacement. La force appliquée à l'échantillon a été mesurée par une cellule de charge (charge maximale de 225N), située sous le plateau de compression. La fréquence d'acquisition de la force est synchronisée avec la mesure du déplacement de l'impacteur grâce à l'instrumentation de la Bose ElectroForce 3200. Cet essai de caractérisation a été répété 3 fois sur 3 échantillons différents de mousse de silicone de 3 compositions initiales (1:1, 1:2 et 1:3). Au total, 81 essais de caractérisation ont été effectués pour étudier le comportement mécanique quasi-statique et dynamique de la mousse de silicone (3 vitesses), la variabilité du test mécanique (3 répétitions par échantillon), la variabilité du processus de fabrication des mousses de silicone (3 échantillons d'une même mousse) et l'influence de la composition initiale de ces dernières (3 compositions de mousse).

Le déplacement de l'impacteur permet de calculer le TC de la mousse de silicone, conformément au cahier des charges (3.1). La force divisée par la section de l'impacteur permet de calculer la contrainte, selon la méthode utilisé par (Fradet et al., 2016). Une analyse

statistique a également été menée sur la distribution de contraintes en fonction de la compression (moyenne, écart-type, coefficient de variation, test unilatéral de Wilcoxon). Le test non paramétrique de Wilcoxon a été choisi car la répartition des valeurs de contraintes en fonction de la compression n'est pas normale. Ce test a été utilisé de manière unilatérale pour détecter des augmentations ou diminutions significatives entre deux séries de données appariées. Un seuil de 5% est considéré comme significatif.

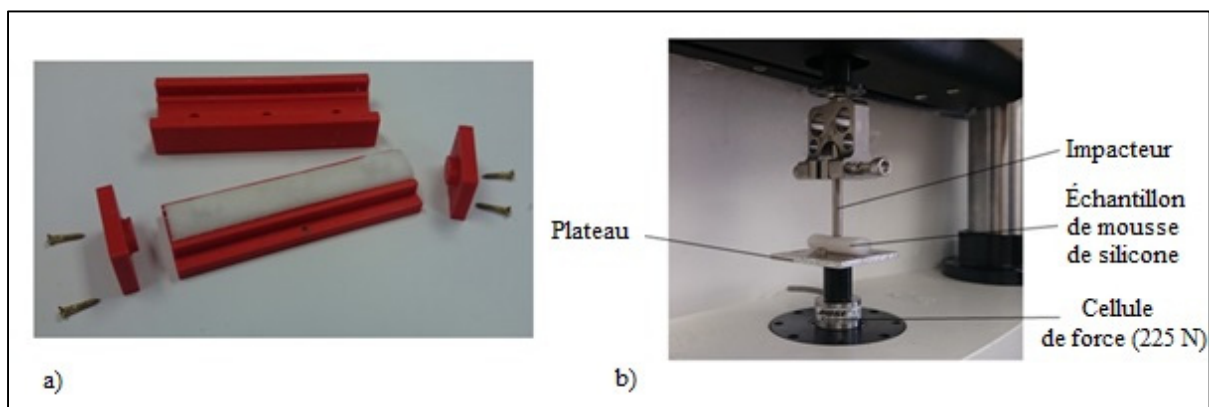


Figure 4.2 (a) Moule ABS utilisé pour produire les échantillons de moelle (b) Montage de caractérisation mécanique

4.1.2.2 Résultats et interprétations

Pour une concentration et une vitesse de chargement donnée, 9 courbes ont été obtenues (3 répétitions sur 3 échantillons d'une même concentration). Théoriquement, ces neuf courbes doivent être identiques car le même matériau est testé à la même vitesse. La variabilité des résultats de ces essais est donc due soit au processus de fabrication, soit au test de caractérisation mécanique. Ces 9 essais permettent de déterminer une courbe moyenne ainsi que les écart-types et les coefficients de variation des essais par rapport à cette courbe moyenne. Pour chacune des 9 séries de 9 courbes, le coefficient de variation moyen (ou écart-type relatif moyen) est de 9%. Cette valeur étant inférieure à 15%, on peut dire que les valeurs des courbes sont homogènes entre elles et que la dispersion par rapport à la courbe moyenne est faible (Spiegel, 2002). Ainsi, la variabilité des résultats de ces essais est faible. Le processus

de fabrication de la mousse de silicone est donc répétable d'un point de vue mécanique. De même, le test de caractérisation mécanique effectué offre une bonne répétabilité.

Les courbes contraintes-déformations de la mousse de silicone Soma Foama 15 possèdent une forme en J (*J-shaped*). Ceci traduit un comportement non-linéaire du matériau. Ce comportement peut être décrit par un modèle hyperélastique (Desmorat, 2009). Par abus de langage, le terme de « comportement hyperélastique » sera utilisé.

Ce comportement hyperélastique varie en fonction de la composition initiale du mélange (Figure 4.3). En moyenne, lors d'un chargement quasi-statique (taux de déformation de $0,5s^{-1}$) comprimant la mousse de 0 à 75%, les contraintes dans la mousse de concentration 1:3 sont 18% plus élevées que dans le mélange 1:2 et 72% plus élevées que dans le mélange 1:1. D'après le test unilatéral de Wilcoxon, les contraintes dans la mousse de concentration 1:2 sont significativement plus élevées que dans le mélange 1:1 sur toute la compression. Les contraintes dans la mousse de concentration 1:3 sont significativement plus élevées que pour la concentration 1:2 à partir de 30% de compression. Ainsi, plus la part de composant B est importante dans le mélange initial, plus la pente des courbes contraintes-déformations augmente en fonction de la compression. Autrement dit, plus la part de composant B devient importante, plus le module de rigidité de la mousse augmente. Cette propriété est extrêmement intéressante puisqu'on peut modifier la composition du mélange initial dans le but de reproduire le mieux possible le comportement de la moelle épinière. Ici, c'est le mélange avec la composition initiale 1:3 qui possède la plus grande similitude avec la courbe contrainte déformation de la moelle épinière chargée quasi-statiquement ($ICC_{1:3} = 0,95$, $ICC_{1:2} = 0,91$ et $ICC_{1:1} = 0,72$).

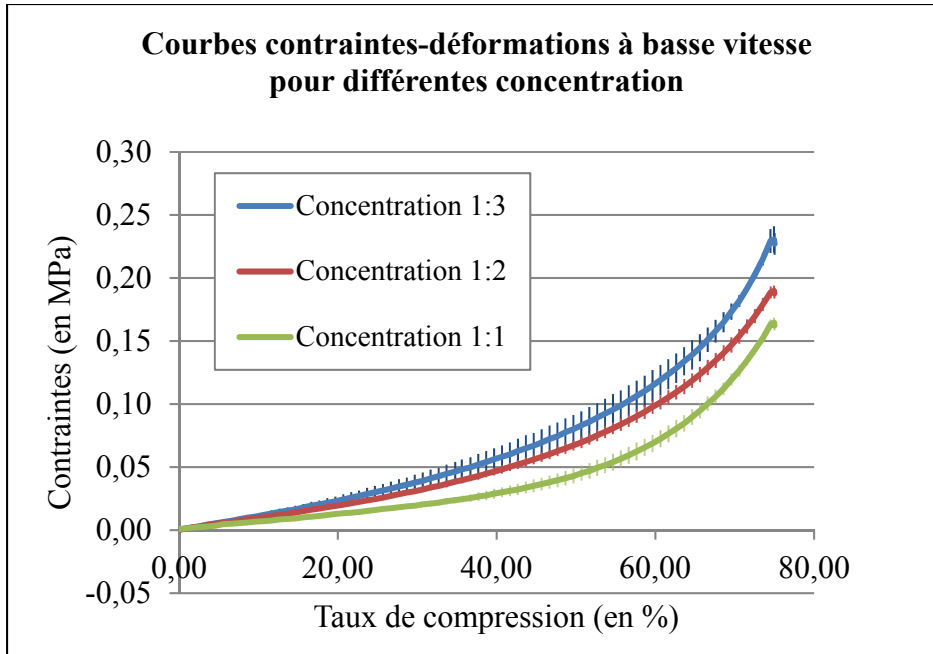


Figure 4.3 Courbes contraintes déformations de la mousse de silicone Soma Foama 15 à différentes concentration

Ensuite, les courbes contraintes-déformations pour la mousse de concentration 1:3 sont présentées sur la Figure 4.4. En moyenne, de 0 à 75% de compression, pour un même taux de déformation et pour la mousse de concentration initiale 1:3, les valeurs des contraintes à $50s^{-1}$ sont 32% plus élevées qu'à $5s^{-1}$ et 54% qu'à $0,5s^{-1}$. D'après le test unilatéral de Wilcoxon, les contraintes à $50s^{-1}$ sont significativement plus élevées que celles à $5s^{-1}$ de 0 à 75% de compression. Les contraintes à $5s^{-1}$ sont significativement plus élevées que celles à $0,5s^{-1}$ à partir de 50% de compression. Ainsi, il existe une certaine rigidification du matériau en fonction du taux de déformation. Ce comportement est typique de la viscoélasticité du matériau (Salençon, 1983). Tout comme la moelle épinière, la mousse de silicone possède donc un comportement viscoélastique.

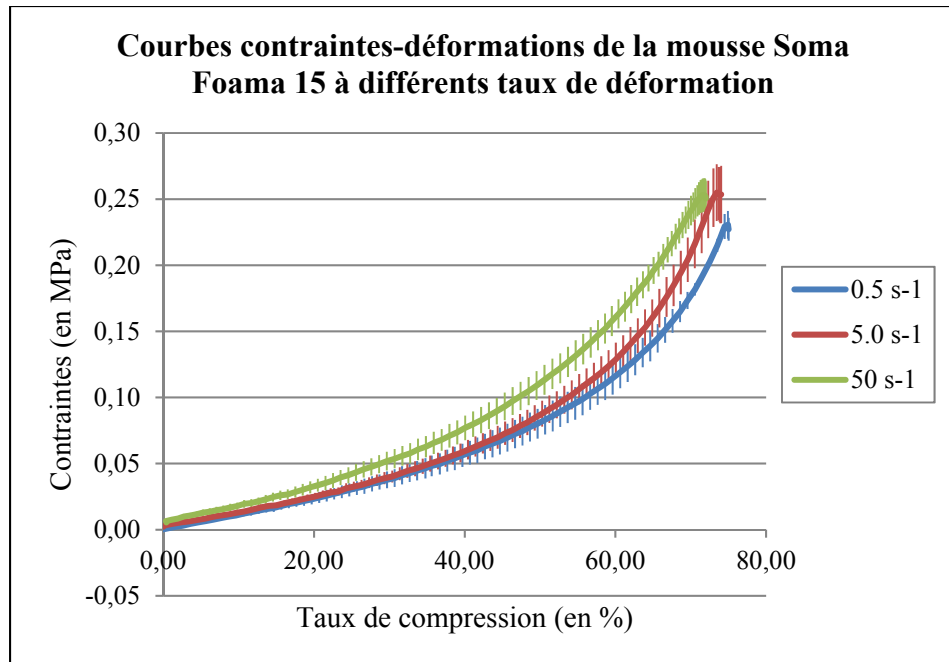


Figure 4.4 Courbes contraintes déformations en compression pure pour 3 densités de mousse de silicone différentes

Enfin, ce comportement viscoélastique de la mousse de silicone se rapproche de celui de la moelle épinière (Figure 4.5). Le critère de comparaison défini dans le cahier des charges est l'ICC. Cet ICC entre les courbes contraintes-déformations de la moelle épinière et de la mousse Soma Foama 15 de concentration 1:3 à des taux de déformation de $0,5s^{-1}$, $5,0s^{-1}$ et $50s^{-1}$ sont respectivement de 0,95, 0,90 et 0,91. Ainsi, il existe une très forte ressemblance générale entre les propriétés mécaniques de la moelle épinière et celle de la mousse Soma Foama 15 de concentration 1:3. La mousse possède un comportement viscoélastique similaire à celui de la moelle épinière.

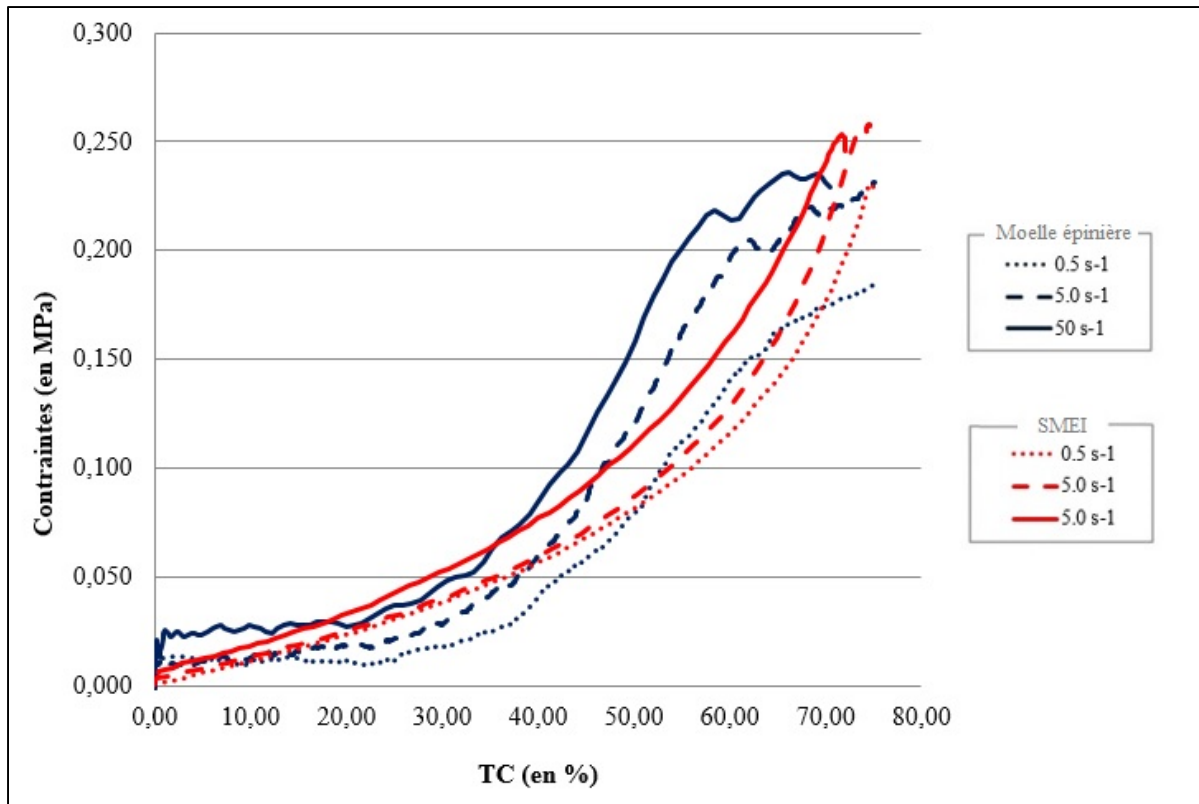


Figure 4.5 Comparaison des courbes contraintes déformation en chargement de la moelle épinière porcine et de la mousse de silicone Soma Foama 15

4.1.3 Conclusion

Cette recherche de matériau a permis d'identifier un matériau mécaniquement similaire à la moelle épinière porcine à différents taux de déformation, la mousse de silicone Soma Foama 15. En plus de mimer le comportement hyperélastique de la moelle épinière en dynamique (objectif établi du cahier des charges), ce matériau mime les propriétés viscoélastiques de la moelle épinière en chargement transverse jusqu'à 70%. Au-delà de la similitude du comportement mécanique, le procédé de fabrication de ce matériau est extrêmement simple et permet de concevoir des structures à géométrie spécifique par moulage. Ainsi, ce matériau respecte tous les besoins établis dans le cahier des charges.

4.2 Sélection de la technique de mesure

Le besoin principal du cahier des charges (importance relative > 50%) réside dans la capacité de mesure du SMEI. L'objectif final est de concevoir un outil de mesure permettant de mesurer la compression. Il s'agit donc d'intégrer une technique de mesure de la compression transverse au matériau jugé mécaniquement similaire. Cette partie aborde le processus de sélection de cette technique de mesure.

4.2.1 Concepts

La déformation, et par conséquent le TC, ne sont pas des grandeurs physiques mesurables et accessibles directement. Cependant, d'autres grandeurs physiques mesurables sont liées à la compression : le déplacement (en m), la force (en N), la pression (en Pa), l'allongement (en %), etc. Et il existe plusieurs technologies de capteurs (techniques de mesure) pour mesurer ces dernières : les capteurs résistifs, les capteurs inductifs, les capteurs optiques et les capteurs capacitifs.

La première étape a été d'identifier des concepts basés sur les différentes technologies de capteurs utilisés dans l'industrie (Asch, 2010). Pour ce faire, un remue-méninge a été mis en place dans le but d'adapter les technologies de capteurs existantes à la problématique de ce projet. Cette recherche initiale de solutions s'est divisée en quatre, une pour chaque technique de mesure identifiée. Un ou deux concepts ont été retenus pour chaque technologie de capteurs.

4.2.1.1 Capteur résistif

Deux concepts ont été retenus pour cette technique de mesure. Le premier, le concept A, est d'intégrer des éléments piézorésistifs déformables dans la mousse de silicone (a) (Figure 4.6). Dans ce cas, la déformation de la mousse de silicone entraînerait une déformation des éléments résistifs mesurables via leur résistance électrique. Cette variation de résistance électrique peut renseigner sur la déformation subie par la mousse après un étalonnage. Le second concept, le préconcept B, est de rendre la mousse totalement conductrice et résistive (b) (Figure 4.6). Dans

ce cas, c'est la résistance électrique de la mousse elle-même qui pourrait donner des informations sur sa déformation.

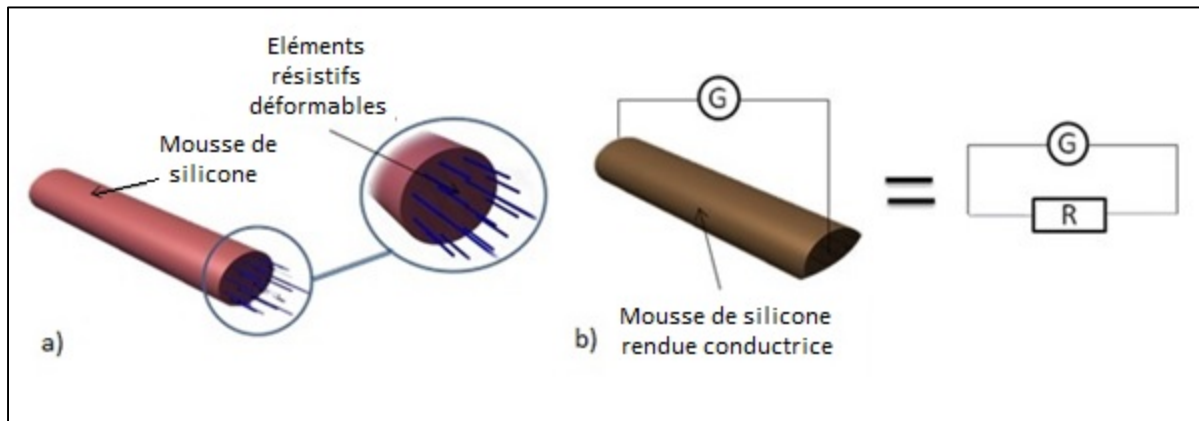


Figure 4.6 Concepts de capteurs résistifs a) intégration d'éléments résistifs dans la mousse de silicone (Préconcept A) ; b) mousse de silicone rendue conductrice (Préconcept B)

4.2.1.2 Capteur inductif

Un préconcept a été sélectionné pour cette technique de mesure (préconcept C). Il s'agit d'intégrer une bobine électrique dans la mousse de silicone (Figure 4.7). Une solution serait de positionner un fil conducteur flexible tout autour de cette dernière. Une compression transverse du dispositif ferait varier la section de la bobine et ainsi son inductance. Théoriquement, l'inductance d'une bobine est exprimée selon la loi (4.2) (Arès & Marcoux, 1970).

$$L = \frac{\mu_0 \mu_r N^2 S}{l} \quad (4.1)$$

L l'inductance (en H)

μ_0 la constante magnétique (H.m^{-1})

μ_r la perméabilité relative effective de la mousse de silicone Soma Foama 15

N le nombre de spires de la bobine

S la section de la bobine (en m^2)

l la longueur de la bobine (en m)

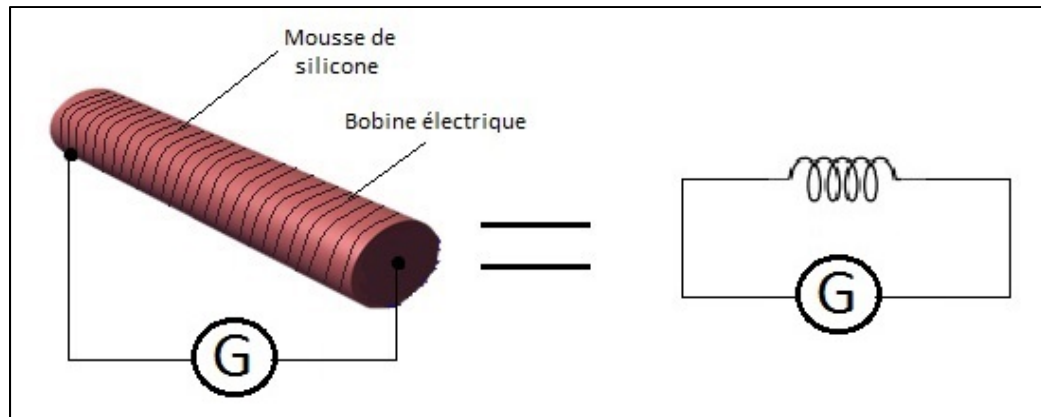


Figure 4.7 Concept de capteurs inductifs

4.2.1.3 Capteur optique

Les capteurs optiques ont de multiples applications. Cependant, ceux servant à mesurer une déformation ou une force font intervenir une déviation du rayonnement lumineux (Asch, 2010). Parmi les capteurs optiques faisant intervenir une déviation du rayonnement lumineux, seules les fibres optiques semblent pouvoir s'adapter à la problématique.

Le préconcept retenu consiste à intégrer des fibres optiques directement dans la mousse de silicone. Il existe plusieurs types de fibres optiques qui seraient susceptibles de mesurer des grandeurs physiques reliées à la compression transverse du dispositif :

- détection de l'allongement avec les fibres à réseau de Bragg (préconcept D);
- détection de la flexion avec les fibres optiques classiques (préconcept E).

La compression transverse de la mousse de silicone pourrait solliciter en flexion la fibre optique. Cette sollicitation va modifier les modes de propagation du rayonnement lumineux initial, augmenter son chemin optique et ainsi engendrer une perte d'intensité de la lumière se propageant dans la fibre (Asch, 2010). Cette perte d'intensité peut ensuite être reliée à une force subie par le matériau intégrant la fibre optique (Ramakrishnan, Rajan, Semenova, & Farrell, 2016).

La compression transverse de la mousse de silicone pourrait aussi solliciter la fibre en élongation. Pour cela, une fibre à réseau de Bragg serait utilisée. Cette dernière permet le passage d'un spectre lumineux particulier (longueurs d'ondes particulières). Une élongation de cette fibre entraîne une variation du spectre lumineux transmis (modification de la longueur d'onde transmise). Ainsi, elle peut renseigner sur l'élongation qu'elle subit tout comme une jauge de déformation.

4.2.1.4 Capteurs capacitifs

Les capteurs capacitifs sont essentiellement capables de mesurer une force, un déplacement ou une position. Ces capteurs possèdent toujours un condensateur. Le mesurande (force, déplacement) va influencer sur la valeur de la capacité interne du condensateur. Cette influence est d'ailleurs théoriquement quantifiable pour un condensateur plan (4.2) (Arès & Marcoux, 1970) :

$$C = \varepsilon \frac{S}{e} \quad (4.2)$$

C la capacité du condensateur (en F)

ε la permittivité diélectrique du milieu entre les deux plaques (en $F.m^{-1}$)

S la surface des plans du condensateur

e la distance entre deux plans du condensateur

Un préconcept est d'insérer directement un condensateur dans la mousse de silicone (préconcept F). Le but serait alors de créer deux surfaces conductrices afin de réaliser un condensateur simple (plan ou cylindrique). La compression transverse de la mousse de silicone ferait varier la distance entre les deux plans du condensateur et ainsi sa capacité selon la loi (4.2). Une étude sur la structure et la géométrie serait bien évidemment nécessaire (Figure 4.8).

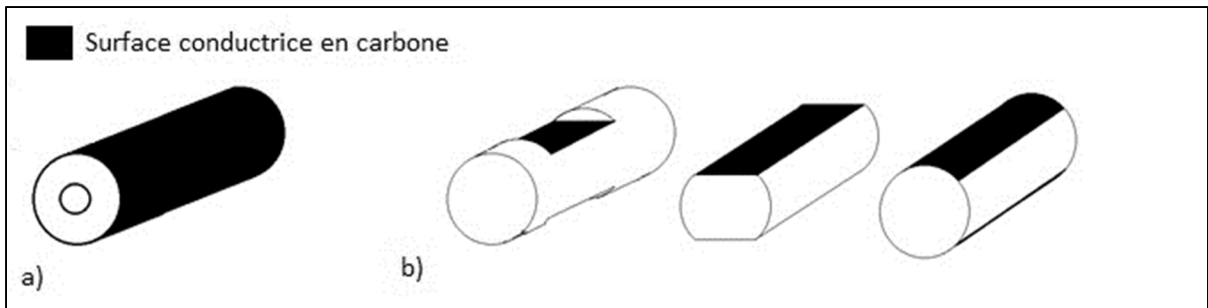


Figure 4.8 Concepts concernant la technologie capacitive

Remarque : La capacité théorique de l'ensemble suivant (Figure 4.9) avec comme matériau diélectrique la mousse de silicone, est comprise entre 0,5 et 5 pF. Cela nécessite d'avoir une chaîne de mesure capable de détecter des capacités très faibles.

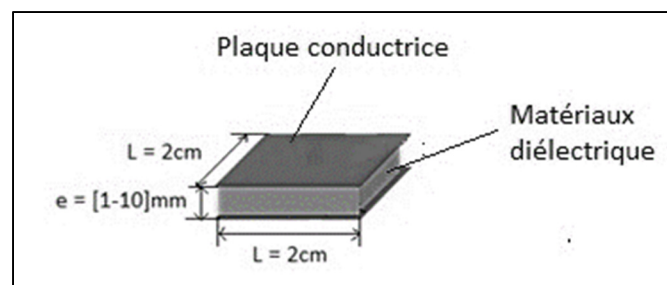


Figure 4.9 Représentation schématique d'un condensateur plan

4.2.2 Évaluation des concepts

Ces concepts ont ensuite été évalués qualitativement par rapport aux besoins du cahier des charges. D'abord, une liste des avantages et inconvénients apparents de chaque préconcept a été menée (Tableau 4.1). Cette liste est basée sur des caractéristiques connues de la technique de mesure utilisée (Asch, 2010) et sur une analyse qualitative.

Les capteurs résistifs (concepts A et B) présentent une bonne capacité de mesure (précis, juste), un fonctionnement et une exploitation du signal de sortie simple. En revanche, ils sont souvent sensibles aux conditions extérieures.

Les capteurs inductifs (préconcept C) sont adaptables sur un support souple et à la géométrie désirée. Ils respectent donc les propriétés géométriques et mécaniques définies dans le cahier des charges. Cependant, ils possèdent des signaux de sortie d'une grande complexité. De plus, ces capteurs présentent une grande sensibilité aux perturbations électromagnétiques extérieures. Ainsi, un conditionnement et un traitement du signal lourd semblent obligatoires et rendent l'interprétation des résultats difficile.

Les fibres optiques (concepts D et E) possèdent de nombreux avantages pour la mesure d'une déformation (fiable, rapide). Cependant, elles nécessitent une chaîne de mesure particulière qui est relativement complexe et dispendieuse. De plus, certaines sont fragiles en élongation.

Les capteurs capacitifs (préconcept F) semblent difficilement adaptables sur un support grandement déformable comme la mousse de silicone. En effet, pour assurer une mesure juste, les éléments conducteurs du condensateur ne doivent pas subir de grandes déformations. De plus, le préconcept met théoriquement en jeu de très faibles capacités. L'interprétation des signaux semble ici aussi difficile.

Tableau 4.1 Listes des avantages et inconvénients pour chaque préconcept

Technologie	Avantages	Inconvénients
Capteur résistif	<ul style="list-style-type: none"> • Simplicité de fonctionnement • Simplicité de l'exploitation du signal de sortie (Ohmmètre) • Bonne précision et bonne résolution des capteurs résistifs (Asch, 2010) • Adaptable à la géométrie et flexible 	<ul style="list-style-type: none"> • Influence des conditions extérieures sur la durée de vie des capteurs résistifs (Asch, 2010)
Capteur inductif	<ul style="list-style-type: none"> • Détection directe du changement de section • Grande précision des capteurs inductifs (Asch, 2010) • Adaptable sur support souple • Adaptable à la géométrie 	<ul style="list-style-type: none"> • Nécessité d'un circuit LC dans la chaîne d'acquisition • Nécessité d'un traitement du signal à posteriori (Asch, 2010) • Sensibilité aux perturbations électromagnétiques extérieures (Asch, 2010) • Isolement électromagnétique nécessaire (Asch, 2010)
Capteur optique	<ul style="list-style-type: none"> • Fiable, juste (Asch, 2010) • Possibilité de multiplexage (Ramakrishnan et al., 2016) • Possibilité de support souple (Al-Fakih, Osman, & Adikan, 2012) • Adaptable à la géométrie et flexible 	<ul style="list-style-type: none"> • Fibre à réseau de Bragg fragile en élongation (Ball & Morey, 1994) • Coût et complexité de la chaîne de mesure (Asch, 2010) • Modification possible des propriétés mécaniques de la mousse de silicone
Capteur capacitif	<ul style="list-style-type: none"> • Fabrication simple • Possibilité d'intégrer des surfaces conductrices sur les mousses de silicone (Stockwell Elastomeric, Philadelphie, USA) • Bonne précision (Asch, 2010) 	<ul style="list-style-type: none"> • Faibles capacités mises en jeu • Faibles signaux de sortie • Circuit d'acquisition relativement complexe (Asch, 2010) • Difficilement adaptable sur un support souple • Conditionnement et traitement du signal relativement complexes (Asch, 2010)

L'évaluation finale de ces concepts a été réalisée à l'aide de la matrice de Pugh (Tableau 4.2). Les concepts A et B de capteurs résistifs ont été pris comme référence. Chaque préconcept a ensuite été évalué qualitativement grâce aux critères du cahier des charges et à l'analyse des avantages et inconvénients. Pour chaque critère, si un préconcept semblait plus performant que la solution de référence, une note de 1 lui a été attribuée, et -1 s'il semblait moins performant. Lorsque les performances des concepts semblaient égales, la note de 0 était attribuée.

Tableau 4.2 Matrice de Pugh

Critères	Pondération	Capteur résistif		Capteur inductif	Capteur optique		Capteur capacitif
		A	B	C	D	E	F
Temps de réponse à 5%	12.8	Référence	Référence	0	0	0	0
Erreur de mesure	11.0			-1	0	-1	-1
Nombre de composants du capteur	10.6			0	0	1	1
Intervalle de mesure	9.1			-1	0	-1	-1
Écart de mesure (Δm_{repet})	9.1			0	0	0	0
ICC	9.1			0	0	0	0
Ratios géométriques	9.1			0	0	0	0
Nombre de composants de la chaîne de mesure	9.1			-1	-1	-1	-1
Écart de mesure (Δm_{repro})	9.1			0	0	0	0
Total pondéré				-29,2	-9,1	-18,6	
Classement		1		4	2	3	

Aucun avantage ou inconvénient n'ont pu être clairement identifiés pour la rapidité des concepts (Temps de réponse à 5%), leur reproductibilité (Écart de mesure (Δm_{repro})) et leur répétabilité (Écart de mesure (Δm_{repet})). Ainsi, tous les concepts possèdent la même cote de 0 pour ces critères. Tous les capteurs sont adaptables à un matériau mou et à la géométrie désirée (Ratios géométriques). Ainsi, tous les concepts possèdent aussi la même cote de 0 pour ces critères.

Les capteurs inductifs et capacitifs, (concepts C et F) présentant une interprétation des signaux de sortie difficile contrairement aux capteurs résistifs. Ainsi, ils respectent moins les spécifications techniques liées à la mesure (Erreur de mesure, Intervalle de mesure). Une cote de -1 leur a donc été attribuée pour ces critères. En revanche, les capteurs optiques (concepts D et E) fournissent une mesure juste et fiable et facilement interprétable, tout comme les capteurs résistifs (concepts A et B). Une cote de 0 leur a donc été attribuée.

Seuls les concepts de capteurs résistifs possèdent une chaîne de mesure simple et fournissent donc une mesure facilement accessible. Seuls ces derniers respectent la spécification technique concernant le nombre de composant de la chaîne de mesure. Ainsi, une cote de -1 a été attribuée à tous les autres concepts pour ce critère. Concernant le nombre de composants du capteur, seul la technologie capacitive semble pouvoir allier la technique de mesure au matériau mécaniquement similaire. Le préconcept F a donc reçu une cote de 1 pour ce critère.

Tous les concepts ont une notation final inférieure au préconcept de référence A. Ainsi, d'après la matrice de décision de Pugh, les concepts de capteurs résistifs (concepts A et B) présentent la meilleure solution. Cette technique de mesure semble mieux répondre aux besoins du cahier des charges que les autres. Les capteurs résistifs ont cependant le défaut de présenter souvent une dépendance aux conditions extérieures (température, humidité, etc.) ce qui pourrait influencer leur répétabilité et leur reproductibilité. Cela devra être étudié par la suite.

4.2.3 Conclusion

Cette recherche et analyse a identifié les capteurs résistifs (concepts A et B) comme les capteurs respectant le mieux les besoins et les attentes du cahier des charges. L'évaluation et le choix a été effectué grâce à une méthode de décision souvent employée dans le monde de l'industrie. Même si cette évaluation est avant tout qualitative, elle a permis de filtrer les premiers concepts afin de réduire et de faciliter les tests de faisabilités futurs.

4.3 Conception, fabrication et évaluation de prototypes fonctionnels de SMEI

Les résultats de la matrice de Pugh ont démontré que les capteurs résistifs respectent le mieux les besoins du cahier des charges. Deux concepts ont été identifiés : une mousse de silicone intégrant des éléments piézorésistifs déformables (préconcept A) et une mousse de silicone rendue conductrice et résistive (préconcept B). Pour déterminer la capacité de mesure réelle de la compression transverse de chacun des concepts, des prototypes fonctionnels de chacun des deux concepts ont été conçus, fabriqués et évalués. Au total, cinq prototypes différents ont été étudiés et testés.

4.3.1 Conception des prototypes de SMEI

Un seul prototype a été conçu pour tester le concept A. Ce prototype est simplement composé d'une feuille de polyéthylène piézorésistive chargée de carbone (Linqstat, Adafruit Industries, ANNEXE I) et découpé en un long filament de 80 mm x 5 mm. Ce polymère piézorésistif a déjà été utilisé pour la réalisation de capteurs de force et de pression (Ahmad, 2012; Kalantari, Dargahi, Kövecses, Mardasi, & Nouri, 2012).

Quatre blocs de mousse (Soma Foama 15) d'une dimension de 2 x 2 x 1 cm³ ont été fabriqués par moussage et utilisés pour concevoir quatre prototypes du préconcept B.

- Intégration de particules conductrices

Ce prototype a été obtenu en insérant des particules métalliques conductrices (graphite et aluminium) dans le bloc de mousse de silicone lors de sa fabrication. Cette méthode a déjà été employée pour rendre des polymères conducteurs (Mamunya, Davydenko, Pissis, & Lebedev, 2002).

- Réalisation d'une surface conductrice

Ce prototype a été obtenu en appliquant une peinture conductrice (graphite) sur toute la surface du bloc de mousse de silicone déjà fabriquée.

- Polymérisation chimique d'un composant conducteur

Ce procédé consiste à déposer une fine couche de polymère conducteur (polypyrrole) dans les alvéoles de la mousse de silicone déjà fabriquée. Cette technique est issue d'un protocole déjà utilisé pour rendre une mousse de polymère conductrice dans le but de confectionner des capteurs de force (Brady, Diamond, & Lau, 2005).

- Utilisation d'un procédé industriel

Cette dernière méthode consiste à utiliser une mousse d'élastomère (polyuréthane) rendue conductrice grâce à un procédé industriel. La mousse d'élastomère choisi est la mousse antistatique LBRA (Misumi Group Inc, Japon).

4.3.2 Méthode d'évaluation des prototypes de SMEI

Un test simple a été réalisé pour évaluer la capacité de mesure du prototype du préconcept A (élément piézorésistif inséré dans la mousse). Il consiste à déterminer la capacité du filament de polymère seul à mesurer l'élongation qu'il subit lorsqu'il est comprimé transversalement à l'aide d'un impacteur linéaire vertical (Figure 4.10). Le support est isolé électriquement du filament pour ne pas fausser la mesure. L'impacteur utilisé est non conducteur et commandé par une machine Bose Electroforce 3200 (TA Instruments, New Castle, USA) sur une course de 3 mm. Le filament a été sollicité à plusieurs vitesses de compression correspondant à un régime quasi-statique ($5 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$) et dynamique ($50 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ et $500 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$). La mesure de la résistance a été effectuée grâce à un multimètre Agilent 34411A (Agilent Technologies, Santa Clara, USA).

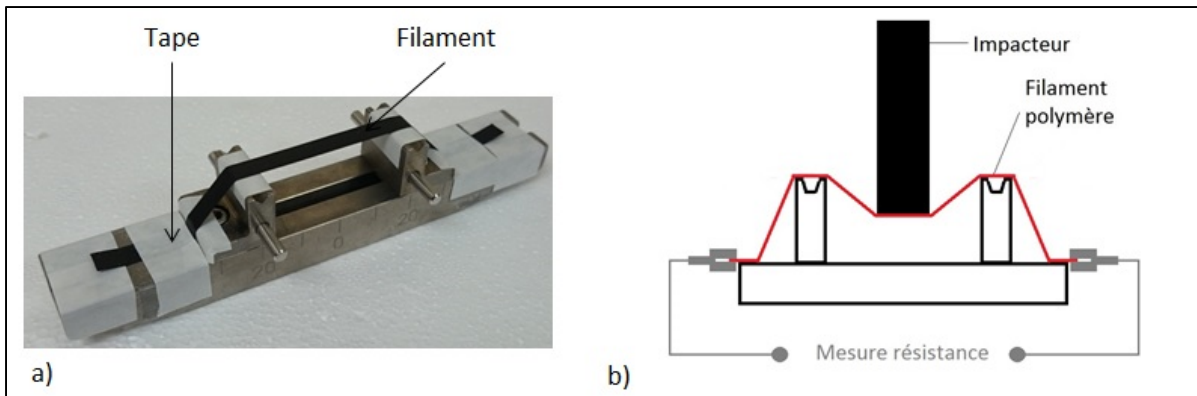


Figure 4.10 (a) Support du filament (b) Représentation schématique du montage utilisé

Un second test a été réalisé afin d'évaluer la capacité de mesure des quatre prototypes du préconcept B (mousse rendue conductrice). Chaque bloc de mousse conductrice a été comprimé entre deux plaques conductrices isolées du reste du banc d'essai (Figure 4.11), à trois différentes vitesses (5, 50 et 500 $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$), jusqu'à une compression de 80%. La compression a été commandée par une machine Bose Electroforce 3200 et la mesure de la résistance a été effectuée grâce à un multimètre Agilent 34411A.

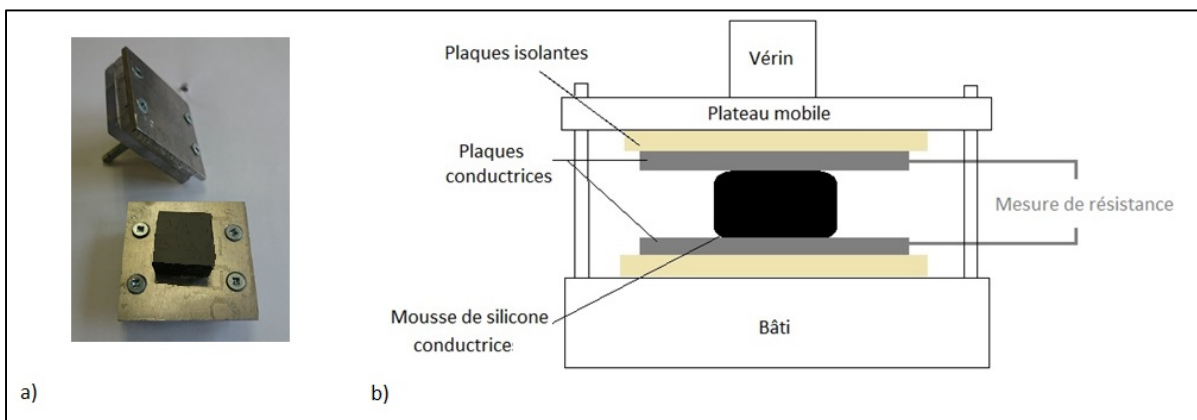


Figure 4.11 (a) Plaques de compression (b) Représentation schématique du montage

L'analyse des résultats s'est concentrée sur la capacité des prototypes à mesurer l'élongation en se basant sur les spécifications techniques du cahier des charges qui n'ont pas pu être déterminées par l'évaluation qualitative précédente : intervalle de mesure, sensibilité et

répétabilité. La capacité de ces prototypes à mesurer à la fois des phénomènes quasi-statiques et dynamiques a été aussi évaluée.

4.3.3 Résultats de l'évaluation des prototypes

À des fins de concision, les résultats de l'évaluation des prototypes sont résumés dans le Tableau 4.3.

Tableau 4.3 Résultats des tests d'évaluation des prototypes

Procédé	Résultats	Performances			
		Intervalle de mesure	Sensibilité	Répétabilité	Mesure statique et dynamique
Filament de polyéthylène résistif	<ul style="list-style-type: none"> Variation de la résistance pour une course de l'impacteur de 0 à 3 mm Sensibilité moyenne de 4 kΩ/mm Variation indépendante de la vitesse de compression Variation identique pour 3 essais différents 	●	●	●	●
Intégration de particules conductrices	<ul style="list-style-type: none"> Non conducteur 				
Réalisation d'une surface conductrice	<ul style="list-style-type: none"> Variation de la résistance de 0-80% de compression Sensibilité moyenne de 1,75 kΩ/% Non conducteur après 24h 	●	●		
Polymérisation chimique d'un composant conducteur	<ul style="list-style-type: none"> Variation de la résistance de 0-80% de compression Sensibilité moyenne de 30 kΩ/% Non conductrice au bout du 3^{ème} essai 	●	●		
Procédé industriel	<ul style="list-style-type: none"> Variation de la résistance de 0-80% de compression Sensibilité moyenne de 3,2 kΩ/% Influence de la vitesse de compression Diminution marquée de la résistance dans le temps Non détection des déformations lentes 	●	●	●	●

Le filament de polymère autorise une bonne mesure de la compression de manière répétable et indépendante de la vitesse de déformation. Cette technique semble donc répondre à une grande majorité des contraintes imposées par le cahier des charges.

L'intégration de particules conductrices n'a pas fourni un matériau conducteur. Malgré une bonne détection de la compression, la réalisation d'une surface conductrice et la polymérisation chimique ne fournissent pas des mesures répétables et stables dans le temps. Le procédé industriel lui, fournit une mesure répétable. Cependant, la résistance subit un phénomène de relaxation. Ainsi, pour une déformation donnée, la résistance diminue avec le temps. Ce phénomène engendre une influence de la vitesse de compression sur la mesure et rend l'étalonnage extrêmement difficile. De plus, les déformations lentes ne sont pas détectées. Les techniques de rendu de la mousse conductrice ne semblent donc pas correspondre aux attentes du cahier des charges (répétabilité ou mesure quasi-statique et dynamique de la compression).

4.4 Conception et fabrication finales du SMEI

La recherche de matériau a permis d'identifier une mousse de silicone répondant aux besoins du cahier des charges. Une technique de capteurs de compression a par la suite été choisie en se basant sur les critères du cahier des charges. Ces étapes permettent maintenant de concevoir et fabriquer un SMEI susceptible de répondre aux attentes du cahier des charges.

Le SMEI est donc composé d'un filament de polymère résistif inséré dans une mousse de silicone ayant la forme d'une moelle épinière (Figure 4.12). Une compression transverse de la mousse de silicone sollicite alors le filament en étirement, ce qui fait varier sa résistance interne. Après étalonnage, la mesure de la résistance interne du filament est transformée en une mesure de la compression subie par la mousse de silicone.

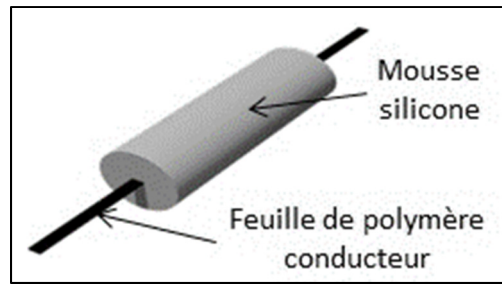


Figure 4.12 Conception finale du SMEI

Le protocole de fabrication du SMEI se déroule en plusieurs étapes. La première étape consiste à découper une feuille de polyéthylène piézorésistif Linqstat, (Adafruit Industries, USA, spécifications techniques en ANNEXE I) d'une épaisseur de 0,1 mm en un filament rectangulaire de 8 cm x 0,2 cm à l'aide d'un couteau à lame rétractable (Figure 4.13). Pour permettre la mise en place du filament de polymère au centre de la mousse de silicone, le processus de fabrication se déroule en deux étapes. La première étape consiste à remplir de mousse de silicone (Soma Foama 15, Smooth-On, Macungie, USA) la moitié du moule de forme ellipsoïdale (Figure 4.13). Le filament de polymère est alors disposé au centre de la partie plane de la mousse. Il est maintenu dans cette position à l'aide de bandes adhésives situées aux extrémités longitudinales du SMEI. La seconde moitié du cylindre à base ellipsoïdale est alors moulée directement au-dessus. Durant cette seconde phase de moulage, le filament de polymère devient solidaire de la mousse de silicone. Les deux parties de mousse de silicone s'assemblent également automatiquement.

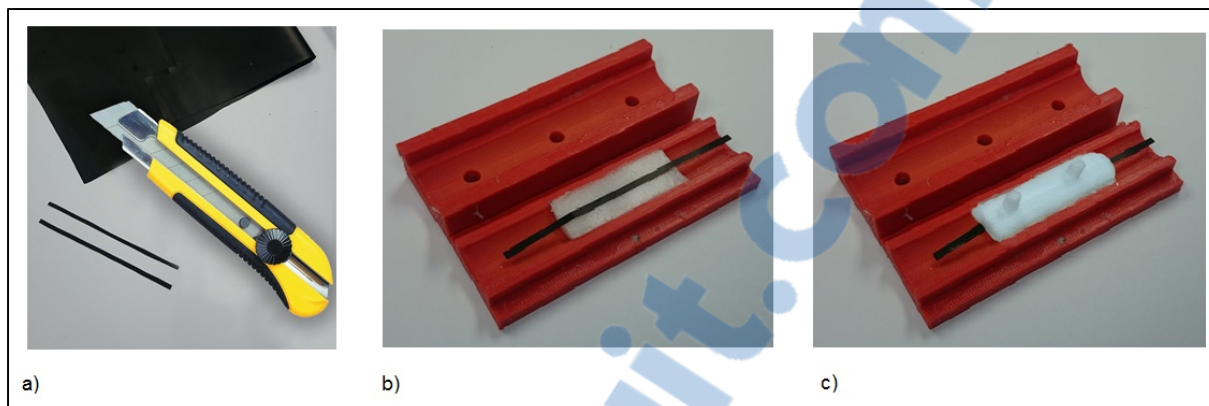


Figure 4.13 (a) Découpe des filaments de polymère (b) Insertion du filament au centre de la mousse de silicone (c) Moulage final du SMEI

Le moule est alors enlevé délicatement. Le surplus de mousse lié à la géométrie du moule est découpé finement. Le SMEI final mesure 4cm de long, pour une section ellipsoïdale de 8×13 mm (Figure 4.14).

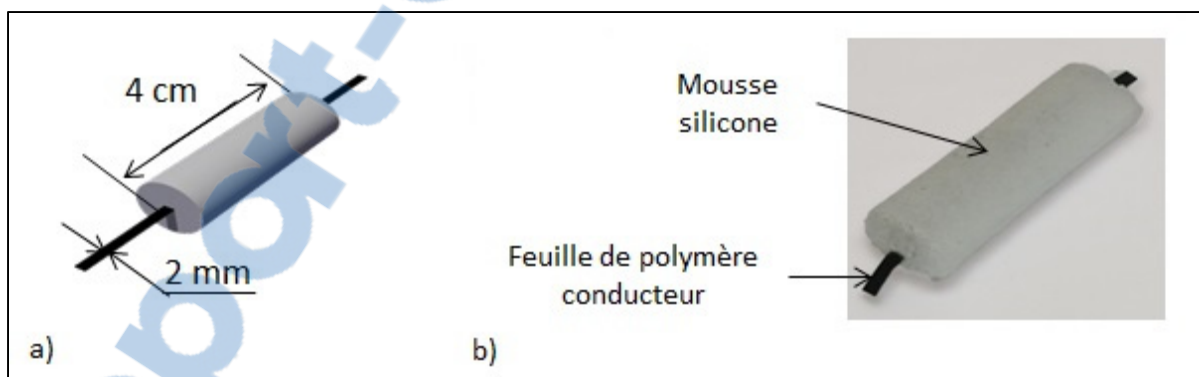


Figure 4.14 (a) Géométrie du SMEI (b) Photo du SMEI

CHAPITRE 5

METHODE D'EVALUATION DE PERFORMANCE DU SUBSTITUT DE MOELLE EPINIERE INSTRUMENTÉ

Le SMEI fabriqué semble répondre aux attentes globales du cahier des charges. Cependant, sa conception et son évaluation s'est avant tout, faite de manière qualitative. Les spécifications techniques du cahier des charges n'ont pas été évaluées de manière quantitative. Ce chapitre vise à décrire les méthodes utilisées pour déterminer et évaluer quantitativement les spécifications techniques du SMEI.

5.1 Description du banc d'essai

Un banc d'essai composé de deux parties distinctes a été conçu pour évaluer le SMEI en compression transverse (Figure 5.1). La première partie concerne le contrôle et la mesure de la sollicitation mécanique appliquée sur le SMEI. Ces fonctions sont assurées par la machine Bose ElectroForce 3200 reliée à un ordinateur de commande. La seconde partie du banc d'essai a pour fonction de mesurer la résistance du filament de polymère piézorésistif. Cette fonction est assurée par le multimètre Agilent 34411A, relié au filament via des pinces crocodiles. Le transfert des données recueillies par le multimètre vers un second ordinateur, est assuré par une connexion ethernet.

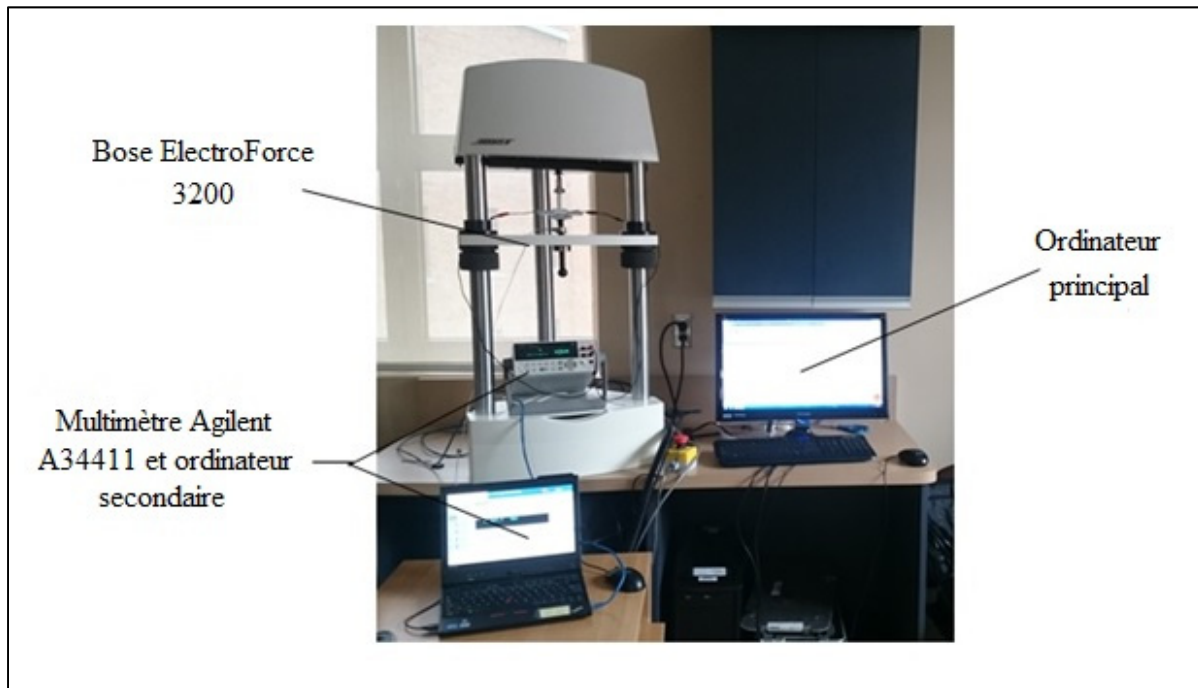


Figure 5.1 Banc d'essai pour l'évaluation du SMEI

La compression transverse est appliquée via un impacteur cylindrique d'un diamètre de 1,27 cm (ou 0,5 pouces). Il correspond à la géométrie des impacteurs souvent utilisés pour comprimer la moelle épinière (Stokes, 1992). Il est composé de polychlorure de vinyle (PVC), un matériau électriquement neutre. Le SMEI est disposé sur un plateau de compression électriquement neutre. Le filament est positionné et maintenu dans un plan horizontal avant la déformation, grâce aux deux épaulements du plateau (Figure 5.2). Il est fixé aux épaulements à l'aide de bandes adhésives. Ceci permet de solliciter le filament en tension lors de la compression transverse du SMEI et de minimiser les sollicitations mécaniques extérieures qu'il peut subir (étirement dû au poids des câbles). Le SMEI est positionné et maintenu dans une position unique, grâce aux épaulements du plateau. Des encoches présentes dans les épaulements du plateau permettent également de maintenir et positionner les pinces crocodiles dans une position unique. Elles permettent également de minimiser les contraintes exercées sur le filament (Figure 5.2). Une cellule de charge de 225 N (TA Instruments, USA) est positionnée sous le plateau du banc d'essai.

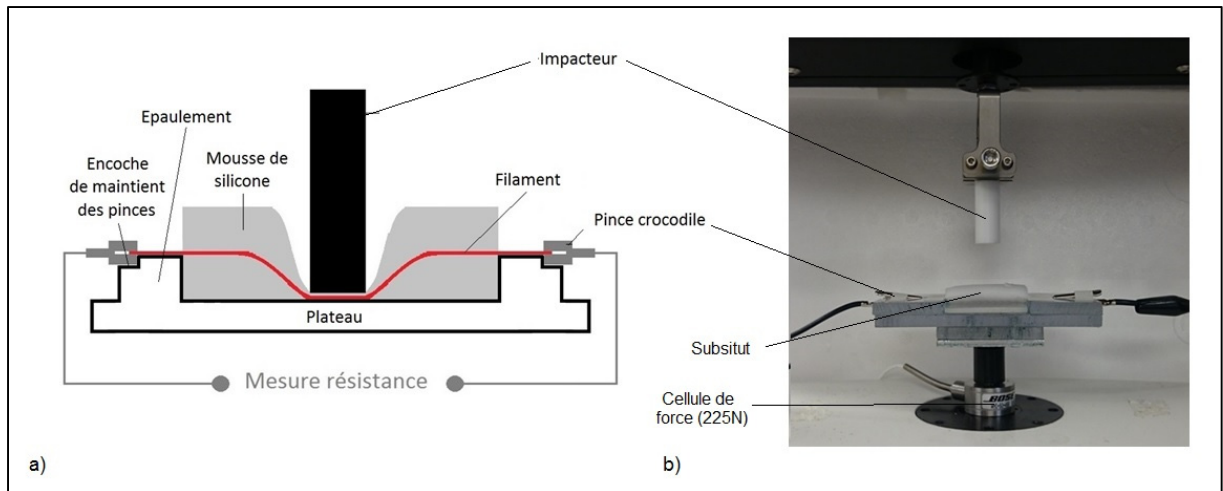


Figure 5.2 (a) Schéma du banc d'essai (b) Photo du plateau de compression

5.2 Protocole de test

5.2.1 Étalonnage

L'étalonnage a pour but de fournir une relation entre la résistance électrique du filament de polymère et le TC du SMEI. De plus, il permettra d'évaluer deux spécifications techniques du cahier des charges : l'intervalle de mesure et la sensibilité.

L'étalonnage a consisté en une compression transverse du SMEI. Deux grandeurs physiques ont été mesurées : le déplacement de l'impacteur (en mm) et la résistance électrique interne du filament de polymère (en Ω). L'impact transverse du SMEI a été réalisé à une seule vitesse : quasi-statique (5 mm.s^{-1}). La course de l'impacteur a été commandée de 0 à 7 mm par une commande de type rampe. L'origine est le point de contact initial du SMEI et de l'impacteur. Ce contact initial a été défini grâce à la cellule de charge (225N). Une pré-charge de 0,1N a défini la position initiale de l'impacteur. Une cellule de charge plus précise ne peut être utilisée. En effet, à la fin de la compression, les forces mises en jeu sont de l'ordre de 50N.

L'acquisition du déplacement de l'impacteur a été réalisé avec l'instrumentation de la machine Bose ElectroForce 3200 à 100 Hz. Le but était d'avoir une centaine de points de mesure sur

toute la durée du déplacement. A titre d'indication, 5000 Hz est la fréquence d'acquisition maximale de la machine Bose ElectroForce 3200.

La mesure de la résistance a été effectuée par le multimètre Agilent 34441A à la même fréquence d'acquisition que celle employée pour l'acquisition du déplacement de l'impacteur sur la machine Bose (100 Hz). Le but est de pouvoir synchroniser et relier les deux séries de données plus facilement.

Ce protocole de test constitue le protocole de base utilisé dans ce projet. Seul le type de sollicitation mécanique va varier dans les autres tests.

5.2.2 Test de validation

Le but de ce test est de fournir une validation ou non de l'étalonnage précédent. Il permettra également de déterminer une spécification technique du cahier des charges : l'erreur de mesure.

La course de l'impacteur a été commandée de 0 à 6 mm à une vitesse de 500 mm.s^{-1} . La compression a été maintenue pendant 0,1s. Puis, l'impacteur a reculé à la position de 4mm. Cette compression a ensuite été maintenue pendant toute la durée du test. La forme de l'impact transverse du SMEI en fonction du temps est représentée sur la Figure 5.3.

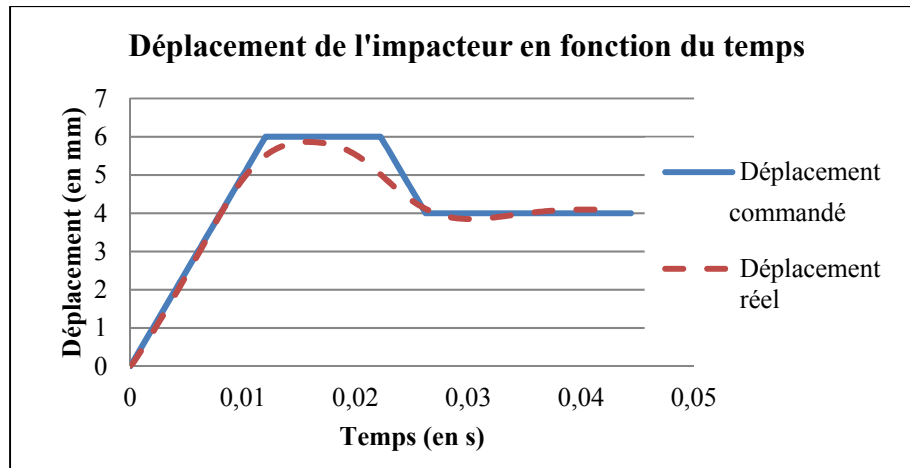


Figure 5.3 Déplacement de l'impacteur en fonction du temps pendant le test de validation

L'intérêt de ce test est de solliciter le SMEI de façon similaire à la sollicitation de la moelle épinière par le fragment osseux dans les FVC. Malheureusement, le TC de la moelle épinière, la vitesse du fragment ou encore le temps de compression de la moelle épinière lors d'une FVC sont encore inconnus (Boisclair, 2012; Panjabi et al., 1995; Wilcox et al., 2004). Il s'agit ici, de reproduire le même patron de compression, et ainsi marquer la différence entre la compression aiguë et la compression résiduelle (Figure 5.4).

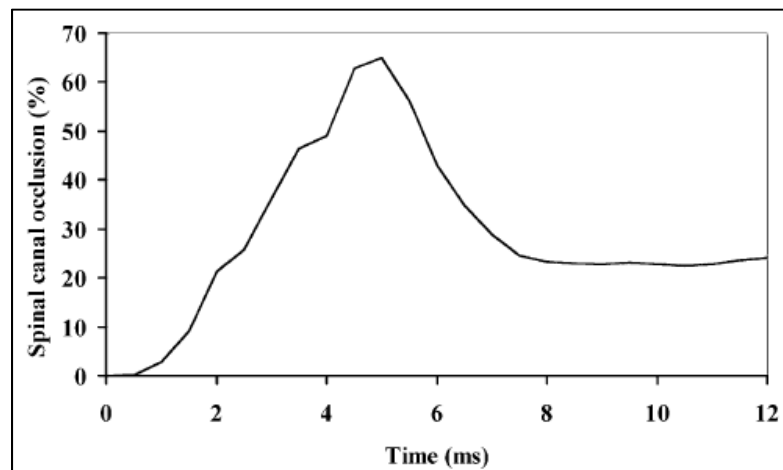


Figure 5.4 Évolution de l'occlusion du canal rachidien lors de la reproduction d'une FVC

Tirée de Wilcox et al. (2002)

L'acquisition du déplacement de l'impacteur et de la mesure de la résistance s'est effectuée à 5000 Hz. Les autres paramètres de l'acquisition (définition de l'origine et recul de l'impacteur) ont été effectués de la même façon que lors de l'étalonnage du SMEI

5.2.3 Autres tests d'évaluation des spécifications techniques restantes du cahier des charges

L'étalonnage et la validation du SMEI vont permettre d'évaluer certaines spécifications techniques du cahier des charges. Cependant, d'autres nécessitent des protocoles de tests additionnels pour les déterminer. C'est le cas du temps de réponse à 5% (rapidité), de l'écart de mesure Δm_{repet} (répétabilité) et de l'écart de mesure Δm_{repro} (reproductibilité).

5.2.3.1 Test de rapidité

Pour le test de rapidité, une compression transverse avec une commande de type échelon est appliquée au SMEI (Figure 5.5), conformément au cahier des charges. Avant l'essai, l'impacteur à une distance de 3 mm du SMEI, ce qui permet à l'impacteur d'atteindre et maintenir sa vitesse maximale (1750 mm/s) pendant la grande majorité de la compression. En effet, la compression doit être la plus rapide possible. Un réglage manuel du PID des moteurs de la machine Bose ElectroForce 3200 a été nécessaire. Les réglages suivants ont été choisis : $P = 0,3355$, $I = 0,00822$ et $D = -1,7057$. Ainsi, l'impacteur atteint 60% de compression (5 mm) en 4,4 ms et 75% de compression (6 mm) en 8 ms. L'acquisition du déplacement de l'impacteur et de la mesure de la résistance s'est effectuée à 5000 Hz.

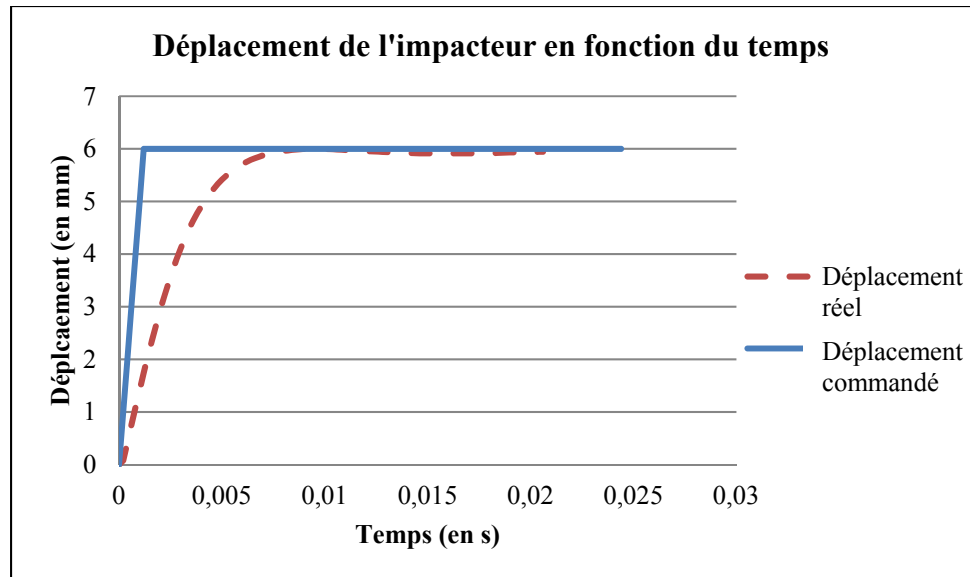


Figure 5.5 Déplacement de l'impacteur en fonction du temps pendant le test de rapidité

5.2.3.2 Test de répétabilité et de reproductibilité

Le test de répétabilité consiste à répéter 5 fois le test d'étalonnage décrit à la section 5.2.1 sur le même SMEI. Les tests ont été effectués à 5 minutes d'intervalle.

Le test de reproductibilité consiste à étalonner trois SMEI différents selon le test d'étalonnage décrit à la section 5.2.1. Les trois SMEI sont fabriqués selon la méthode décrite à la section 4.4.

5.2.3.3 Test mécanique

Le filament de polymère pourrait avoir une influence sur les propriétés mécaniques du SMEI. Ainsi, le test de caractérisation mécanique présenté à la section 4.1.2 a été effectué afin d'étudier l'influence mécanique du filament de polymère. Ces tests ont permis de tracer les courbes contraintes-déformations à différents taux de déformations ($0,5s^{-1}$, $5s^{-1}$ et $50s^{-1}$). Ces courbes ont pu être comparées à celles de la moelle épinière porcine pour déterminer les ICC conformément au cahier des charges.

5.3 Analyse des données

Les deux données physiques mesurées (position de l'impacteur et résistance électrique du filament) sont ensuite traitées et analysées dans le but de déterminer les spécifications techniques du SMEI.

Le déplacement de l'impacteur (l) à partir de sa position initiale défini grâce à la cellule de charge permet de calculer le taux de compression (TC) subie par le SMEI (Figure 5.6).

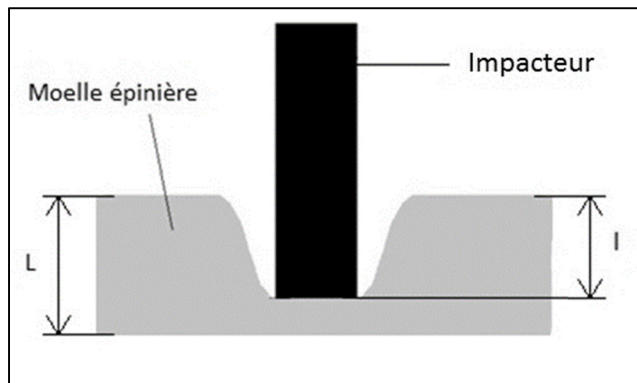


Figure 5.6 Schéma explicatif du calcul du taux de compression

$$TC(t) = \frac{L - l(t)}{L} \quad (5.1)$$

$TC(t)$, taux de compression dans le temps (en %)

$l(t)$, déplacement de l'impacteur dans le temps (en mm)

L , épaisseur (petit axe de la section transverse) du SMEI (en mm)

Les données concernant la résistance électrique interne du filament de polymère sont modifiées en vue de définir uniquement la variation de résistance. La résistance du filament est mesurée avant l'impact, cette valeur définit le R_0 . Ce R_0 est ensuite soustrait à toutes les autres valeurs de résistance.

$$\Delta R(t) = R(t) - R_0 \quad (5.2)$$

$\Delta R(t)$, la variation de résistance dans le temps (en Ω)

$R(t)$, la résistance électrique du filamento de polymère dans le temps (en Ω)

R_0 , la résistance électrique du filament non déformé (en Ω)

5.3.1 Étalonage

D'une part, pour l'étalonnage du SMEI, les mesures peuvent être synchronisées car leur fréquence d'acquisition est identique. Ainsi, la courbe $\Delta R = f(TC)$ peut-être tracée en reliant chaque valeur du TC à la valeur du ΔR mesuré correspond. Il s'agit de la courbe d'étalonnage du SMEI. Cette courbe d'étalonnage donne directement l'intervalle de mesure du SMEI. La sensibilité peut être calculée comme étant la pente de la courbe d'étalonnage ($\Delta R / TC$).

D'autre part, l'allongement théorique du filament de polymère est approximé par une géométrie simple avec le théorème de Pythagore (5.3). Certains paramètres géométriques sont définis pour faciliter le calcul sur la Figure 5.7.

$$L_0 + x = \sqrt{L_0^2 + l^2} \quad (5.3)$$

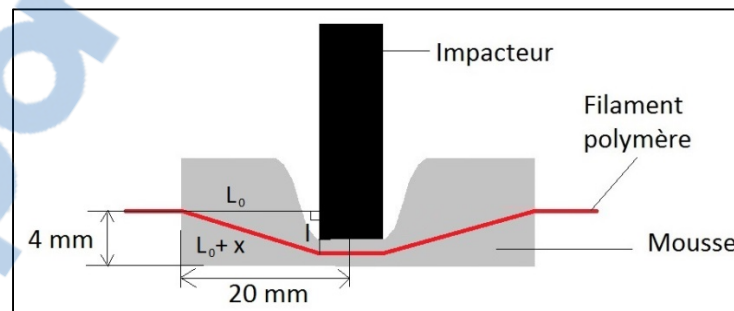


Figure 5.7 Représentation schématique de la déformation du filament de polymère lors d'une compression transverse

Le TC (en %) peut être calculé à partir de paramètres géométriques définis sur la Figure 5.7.

$$TC \text{ (en \%)} = 100. \frac{2l}{8 \text{ mm}} \quad (5.4)$$

L'allongement relatif du filament de polymère peut lui aussi être calculé à partir des paramètres géométriques définis sur la Figure 5.7.

$$\varepsilon \text{ (en \%)} = 100. \frac{2x}{80 \text{ mm}} \quad (5.5)$$

En insérant (5.2) et (5.3) dans (5.1), une relation $\varepsilon = f(TC)$ peut être exprimée (5.7):

$$L_0 + \frac{2\varepsilon}{5} = \sqrt{L_0^2 + \left(\frac{1}{25}TC\right)^2} \quad (5.6)$$

$$\varepsilon = \left[\frac{5}{2} \sqrt{L_0^2 + \left(\frac{1}{25}TC\right)^2} - L_0 \right] = f(TC) \quad (5.7)$$

5.3.2 Validation

La courbe d'étalonnage du SMEI est interpolée linéairement. Ainsi, chaque valeur de la variation de résistance du test de validation peut être reliée au TC correspondant sur la courbe d'étalonnage. Ce TC correspondant, est défini comme le TC mesuré par le SMEI. La validation consiste alors à étudier l'écart entre le TC réel et celui mesuré par le dispositif. Les mesures peuvent être synchronisées car leur fréquence d'acquisition est identique. L'écart maximal entre le TC mesuré et le TC réel, définit l'erreur de mesure du cahier des charges.

5.3.3 Rapidité

Lors du test de rapidité, $\Delta R(t)$ tend vers une valeur finale constante dans le temps. Le temps de réponse à 5% est le temps nécessaire pour que la résistance du filament de polymère atteigne 95% de cette valeur finale.

5.3.4 Reproductibilité et répétabilité

La reproductibilité et la répétabilité sont obtenues en calculant l'écart maximum entre les différentes courbes d'étalonnage pour une même valeur de ΔR .

CHAPITRE 6

RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION DE PERFORMANCE DU SUBSTITUT DE MOELLE EPINIERE

Ce chapitre présente les résultats de l'évaluation de performance du SMEI. Les résultats concernant l'étalonnage et la validation du dispositif sont d'abord abordés spécifiquement. Puis, le chapitre présente la performance du SMEI par rapport aux spécifications techniques du cahier des charges. Enfin, une analyse globale de la performance conformément au cahier des charges est menée.

6.1 Étalonnage

L'étalonnage permet de relier la résistance électrique interne du filament de polymère au TC subie par le SMEI. Ceci permet de tracer la courbe d'étalonnage du dispositif (Figure 6.1).

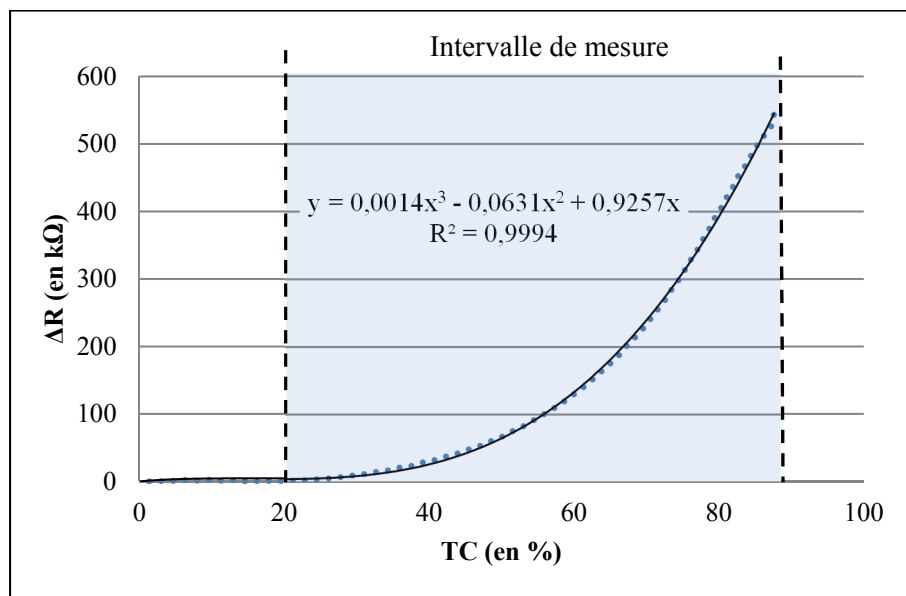


Figure 6.1 Courbe d'étalonnage quasi-statique ($0,5s^{-1}$) de 0 à 90% de compression du SMEI

La courbe d'étalonnage peut être approximée par un polynôme de degré 3 croissant de 0 à 90% de compression (Figure 6.1). Ainsi, la résistance interne du filament augmente en fonction du TC jusqu'à 90% de manière fortement non linéaire.

Lorsque le SMEI n'est pas déformé, il existe une certaine oscillation des valeurs de résistance interne du filament, assimilable à un bruit. Ce bruit de résistance semble se poursuivre alors que le SMEI commence à subir une compression transverse (Figure 6.2). Ainsi, le filament ne détecte pas les faibles compressions transverses. Le seuil de détection du filament est défini comme le TC entraînant une variation de résistance de 3 fois l'amplitude moyenne du bruit à l'état non déformé ($\approx 500 \Omega$). Cela correspond à un TC de 20%.

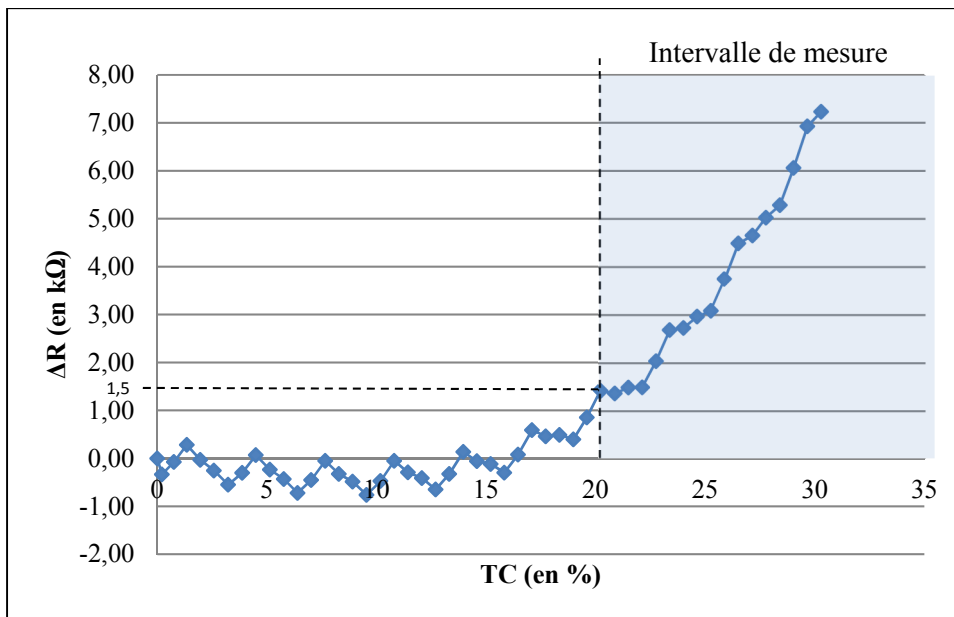


Figure 6.2 Courbe d'étalonnage quasi-statique ($0,5s^{-1}$) de 0 à 30% de compression du SMEI

Une fois ce seuil de détection atteint, le bruit de départ devient négligeable par rapport à l'augmentation de résistance du filament. De plus, la pente de la courbe d'étalonnage est toujours positive et croissante en fonction du TC jusqu'à 90% (Figure 6.1). Ainsi, une unique valeur de résistance du filament correspond à une unique valeur du TC de 0 à 90 %. Cet

intervalle constitue l'intervalle de mesure du dispositif (représenté sur les Figure 6.1 et Figure 6.2)

De plus, si la pente de la courbe d'étalonnage est croissante en fonction du taux de compression, la sensibilité du SMEI est croissante également. Sa sensibilité moyenne sur tout l'intervalle de mesure est de $9,1 \text{ k}\Omega/\%$. Sa sensibilité moyenne entre 50% et 90% de compression est de $14,0 \text{ k}\Omega/\%$.

En approximant la déformation du filament linéairement, l'étirement du filament peut être relié avec le TC du SMEI avec le théorème de Pythagore (Figure 6.3). L'étirement du filament évolue de manière non linéaire en fonction du taux de compression. Il est très faible ($< 0,06\%$) lorsque le TC de SMEI est inférieur à 20%, puis augmente ensuite pour atteindre 1,18% lorsque le TC est de 90%.

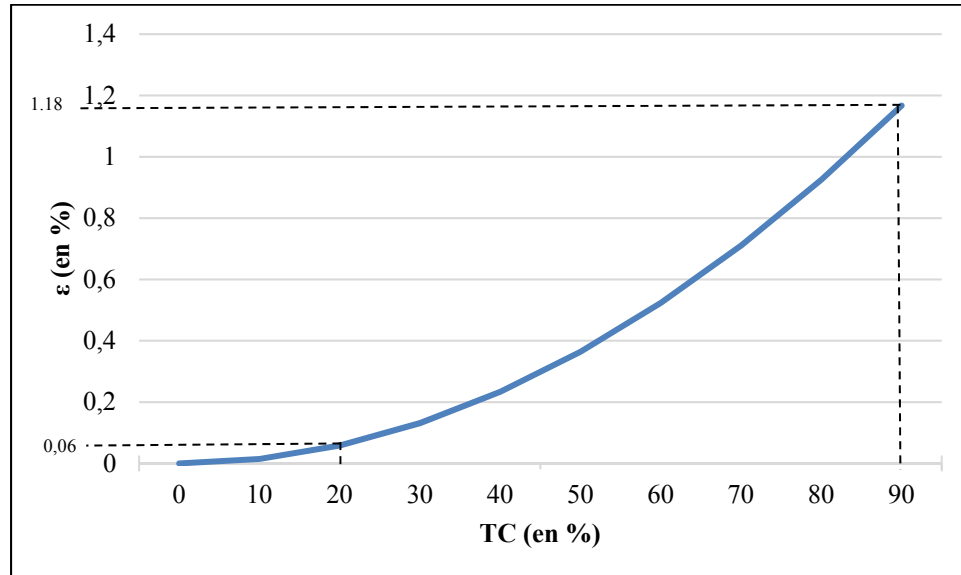


Figure 6.3 Allongement relatif du filament en fonction du TC approximé avec le théorème de Pythagore

6.2 Validation

Grâce à l'essai de validation, une partie de la qualité de mesure du dispositif est évaluée. La valeur du TC réel du SMEI peut être comparée avec la valeur mesurée. Les courbes de validation peuvent être séparées en 3 zones (Figure 6.4).

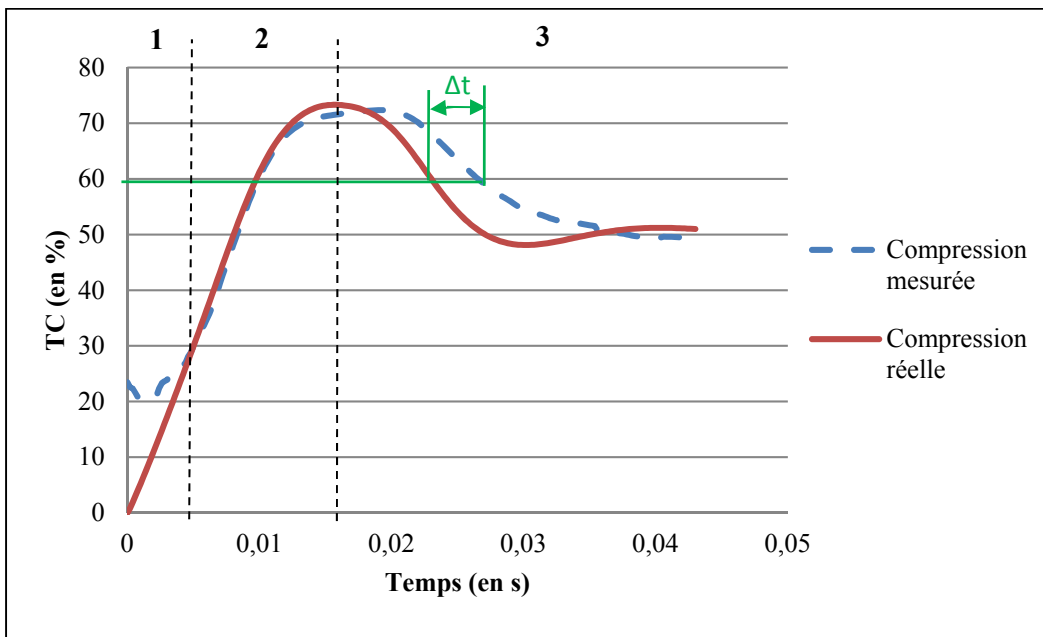


Figure 6.4 Évolutions de la compression mesurée par le SMEI et de celle imposée par l'impacteur en fonction du temps lors du test de validation

La première zone est définie comme étant la période où le TC réel du SMEI est inférieur à 20%. Dans cette zone, les valeurs du TC mesuré sont bien différentes du TC réel. Ceci s'explique par le fait que cette zone ne fait pas partie de l'intervalle de mesure défini du capteur. Lors de l'interpolation de la courbe d'étalonnage, des valeurs de résistance sont tout de même assignées pour des TC faibles. Ces dernières sont cependant, incohérentes à cause de la présence du bruit initial (Figure 6.2). Ainsi, lors de l'essai de validation, des valeurs incohérentes sont également attribuées aux TC faibles qui ne font pas partie de l'intervalle de mesure établie précédemment. Ces valeurs ne sont pas prises en compte dans l'évaluation du SMEI.

La deuxième zone est définie comme étant la période de chargement de 0 à 75% du SMEI. Dans cette zone, l'écart maximum entre le TC réel du SMEI et le TC mesuré est de 3,6%. Cet écart est faible et respecte les besoins du cahier des charges en matière de justesse.

Enfin, la troisième zone est définie comme étant la période de déchargement du SMEI. Une augmentation de l'écart maximum entre le TC réel et le TC mesuré, est observée (9,8%). Cet écart diminue ensuite pour atteindre 1,8%, 35ms après l'impact. Ainsi, les mesures ne sont pas incohérentes car la forme générale de la variation de TC mesuré en fonction du temps semble identique à celle du TC réel. La mesure semble juste avoir du retard par rapport à la compression réelle dans la zone 3 (Δt sur la Figure 6.4). Pour chaque valeur de TC, ce retard peut être calculé. Dans la zone 3, le retard moyen en temps de la compression mesurée par rapport à la compression imposée est de 4,6 ms.

Un dernier phénomène a été mis en lumière lors de l'essai de validation. Lors du maintien de la compression à 50%, la résistance du filament interne diminue dans le temps (Figure 6.5). Même si cette évolution semble tendre vers une valeur limite, le TC mesuré diffère alors davantage du TC réel : écart de 4,8% après un maintien de 0,1s, 9,3% après 0,5s et 13,1% après 1s, etc.

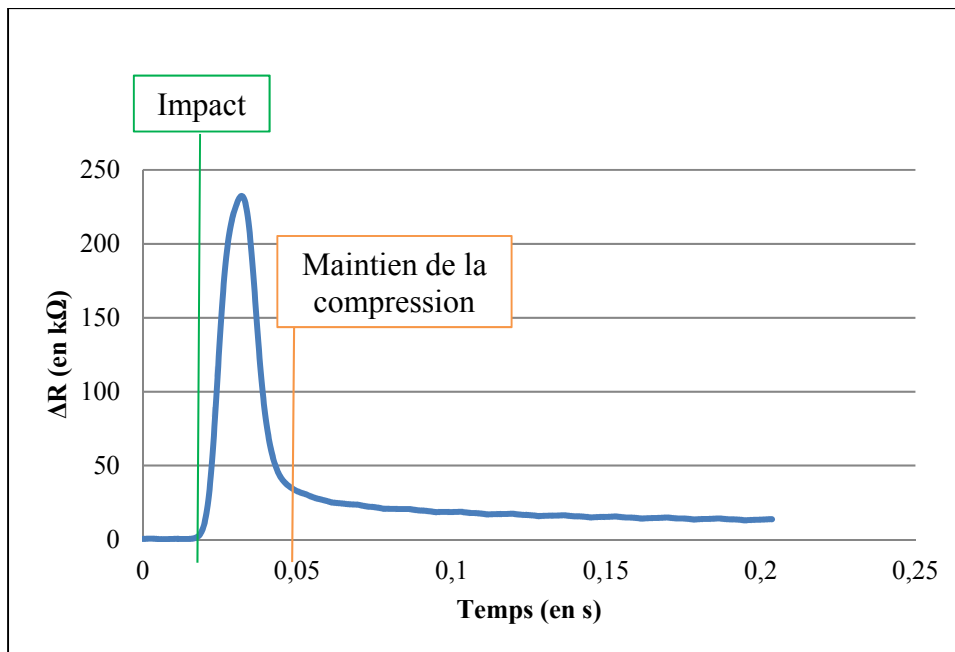


Figure 6.5 Évolution de la variation de résistance en fonction du temps lors du maintien de la compression à 50%

Ces différents écarts peuvent être traduits en termes d'erreur de mesure, une spécification technique du SMEI. La justesse du SMEI s'approche de la valeur visée dans le cahier des charges lors du chargement (Zone 2 de la Figure 6.4). En revanche, la mesure est en retard lors du déchargement (Zone 3 de la Figure 6.4) et empêche de le SMEI de fournir une mesure juste, tout comme lors du maintien en position. L'allure générale du signal est cependant respectée, la valeur de cette erreur lors du chargement sera en prise en compte dans l'évaluation des performances.

6.3 Détermination des spécifications techniques du cahier des charges

L'intervalle de mesure, la sensibilité et l'erreur de mesure ont déjà été déterminés avec l'étalonnage et la validation du SMEI. Les autres spécifications techniques sont déterminées ici.

6.3.1 Écart de mesure $\Delta m_{\text{répet}}$

L'étalonnage du SMEI jusqu'à 90% à basse vitesse a été reproduit 5 fois dans le but d'évaluer la répétabilité de l'outil (Figure 6.6). Pour un même taux de compression, l'écart absolu maximum entre les courbes d'étalonnage 1 et 2 est de 14,9%. Il ne cesse d'augmenter ensuite pour atteindre 22,3% entre les étalonnages 1 et 5. Cette valeur ne respecte pas les besoins du cahier des charges.

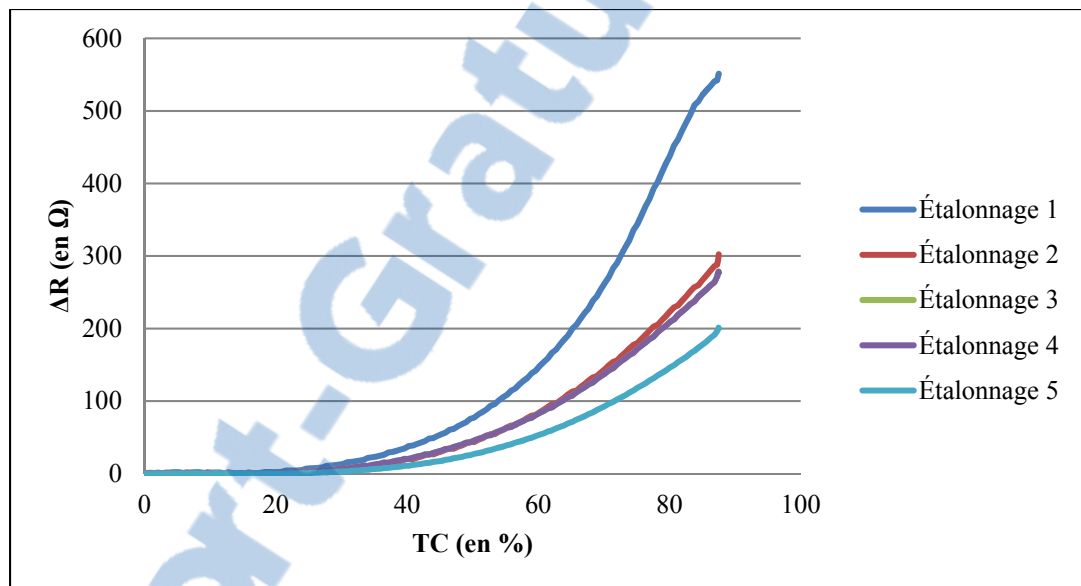


Figure 6.6 Variation de la résistance en fonction du TC pour différents étalonnage lors de l'essai de répétabilité de 0 à 90%

Pour tester si la compression maximale lors de l'étalonnage a une influence sur la répétabilité de l'outil, le même test de répétabilité a été effectué de 0 à 75% de compression sur un nouvel SMEI. Il est présenté sur la Figure 6.7. Pour une même valeur de résistance, l'écart absolu maximum entre le TC correspondant aux étalonnages 1 à 5 est de 3,4%. La courbe d'étalonnage semble cependant se stabiliser au fil des essais. En effet, le même écart entre les étalonnages 2 à 5, n'est plus que de 1,1%.

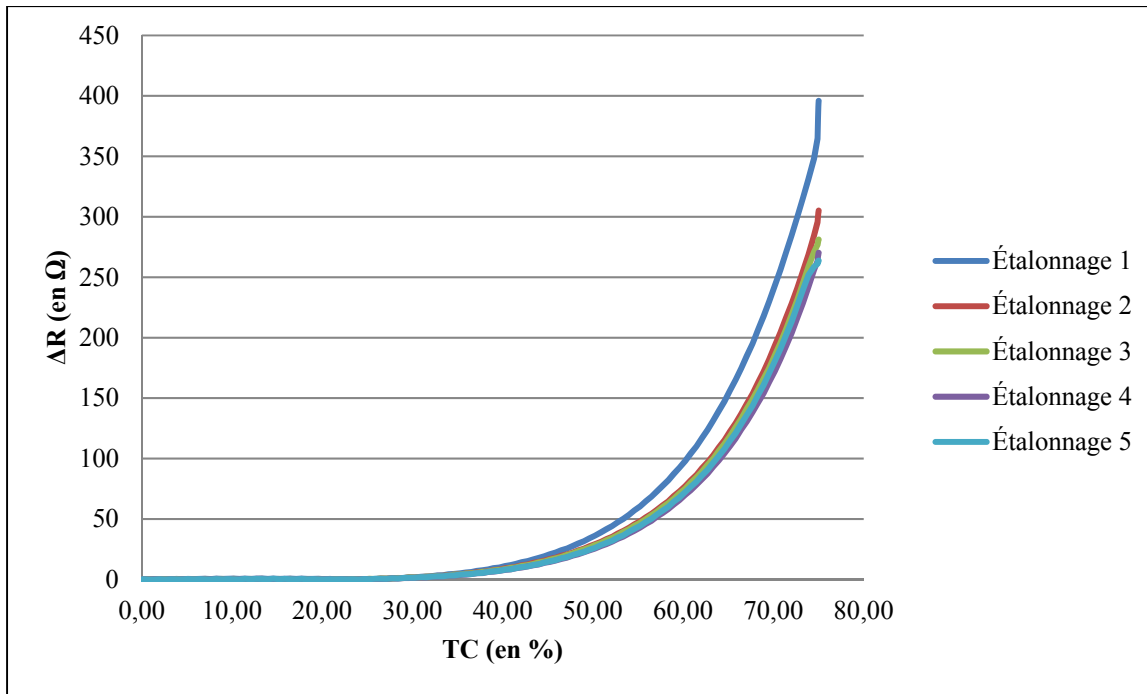


Figure 6.7 Variation de la résistance en fonction du TC pour différents étalonnage lors de l'essai de répétabilité de 0 à 75%

Ainsi, le SMEI respecte les besoins du cahier des charges en termes de répétabilité de 0 à 75%. En revanche, il ne les respecte pas de 0 à 90%. La compression maximale subie par l'outil semble influencer sa répétabilité. Ainsi, à partir de maintenant, tous les tests (test de rapidité et test de reproductibilité) ont été réalisés avec une limite de 75% de compression pour ne pas aller au-delà de la limite de répétabilité et biaiser les résultats.

6.3.2 Temps de réponse à 5 %

Lors de l'essai de rapidité, la synchronisation des courbes est extrêmement importante. Conformément aux résultats de l'étalonnage du SMEI, une augmentation significative de résistance (3 fois l'amplitude moyenne des oscillations à l'état non déformé) correspond à une compression de 20%. Ainsi, le moment où la variation de résistance devient significative est synchronisé avec le moment où l'impacteur se situe à 20% de compression.

Le test de rapidité consistant en une compression imposée du SMEI de type échelon de 0 à 75%, est présenté sur la Figure 6.8.

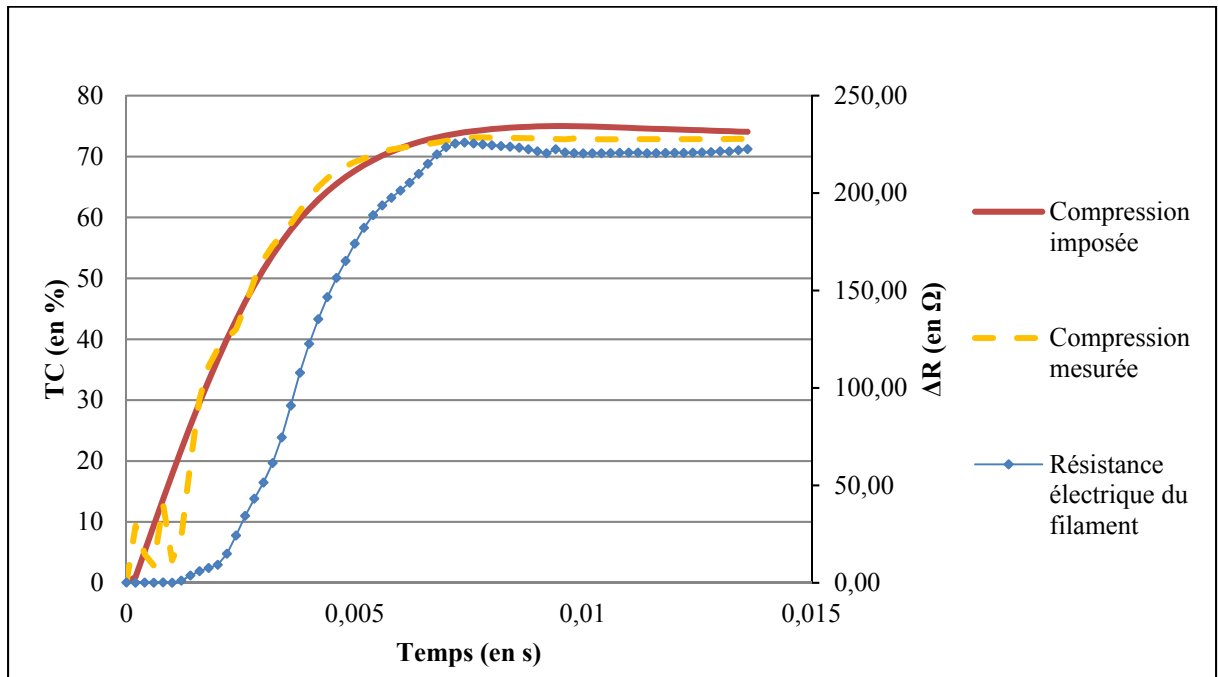


Figure 6.8 Évolutions de la compression imposée par l'impacteur, de la compression mesurée par le SMEI et de la résistance en fonction du temps lors du test de rapidité

Pour calculer le temps de réponse à 5% théorique du SMEI, la compression imposée par l'impacteur devrait être instantanée (voir section 3.2). Cependant, l'impacteur met un certain temps à appliquer un TC de 75%, il est donc impossible de déterminer le temps de réponse à 5% comme défini dans le cahier des charges. Le filament de polymère atteint 95% de sa valeur finale de résistance $6,5 \pm 0,1$ ms après le début de l'impact. L'impacteur, lui, met $6,0 \pm 0,1$ ms pour atteindre 95% de son déplacement final. L'évolution de la résistance du filament a donc un léger retard par rapport à l'évolution de la compression (0,5 ms). Ce retard ne constitue pas le temps de réponse à 5% car l'essai en échelon n'est pas instantané. Cependant, nous ferons l'hypothèse que ce retard est du même ordre de grandeur que le temps de réponse à 5% réel lors de l'évaluation des spécifications techniques.

En reliant cette variation de résistance au TC grâce à la courbe d'étalonnage, le TC mesuré lors de ces tests de rapidité peut être déterminé (Figure 6.8). Pour un même instant t , l'écart absolu maximum entre le TC réel et le TC imposé du SMEI est de 2,4% (à partir de 25% de compression). Une erreur de plus de 6% est présente au début de l'intervalle de mesure du capteur, lorsque le TC réel du SMEI est de 20%.

6.3.3 ICC

Une nouvelle caractérisation mécanique a été effectuée sur le substitut final pour voir l'influence sur les propriétés mécaniques du SMEI. Le protocole a été identique à celui décrit à la section 4.1.2.1. Le filament a une influence sur les propriétés mécaniques (Figure 6.9). En effet, pour une même déformation, la contrainte dans le SMEI est augmentée de 13,8 % en moyenne par rapport au substitut sans filament lors d'une compression quasi-statique. Cette augmentation est plus importante entre 30 et 70% de compression (17,8% en moyenne).

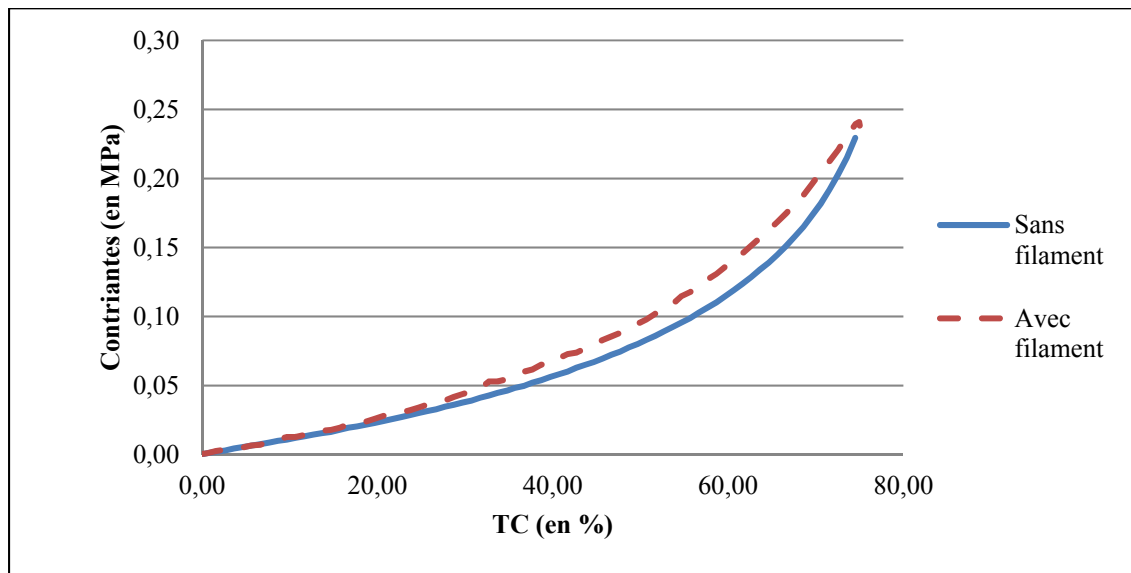


Figure 6.9 Courbe contraintes-déformations du substitut de moelle épinière instrumenté et non-instrumenté

En appliquant un chargement à différents taux de déformations, un comportement viscoélastique du SMEI est observé. Les efforts dans le SMEI dépendent donc du taux de

déformation. En moyenne, pour le même taux de compression, les contraintes à $50s^{-1}$ sont de 10% et 32% plus élevées qu'à $5s^{-1}$ et $0,5s^{-1}$, respectivement (Figure 6.10). Il convient de comparer ces nouvelles données mécaniques avec le comportement de la moelle épinière conformément au cahier des charges. Ainsi, les ICC entre les courbes contrainte-déformation de la moelle épinière et du SMEI de compression sont : 0,94, 0,96 et 0,95 pour les taux de déformations respectifs : $0,5s^{-1}$, $5,0s^{-1}$ et $50s^{-1}$. Les ICC ont été calculés de 0 à 70% comme définis dans le cahier des charges. Rappelons que la limite de 70% marque le début de l'endommagement des tissus de la moelle épinière et des valeurs de contraintes non-cohérentes concernant les courbes contraintes-déformations ensuite.

À hautes vitesses, les coefficients ICC sont plus proches de 1 en présence d'un filament de polymère. Ainsi, l'ajout du filament permet d'augmenter la similitude des propriétés mécaniques entre le SMEI et la moelle épinière.

Des différences locales existent tout de même entre les courbes contraintes déformations de la moelle épinière et du SMEI (0,02 MPa à 30% de compression, 0,05 MPa à 55% de compression à $50s^{-1}$).

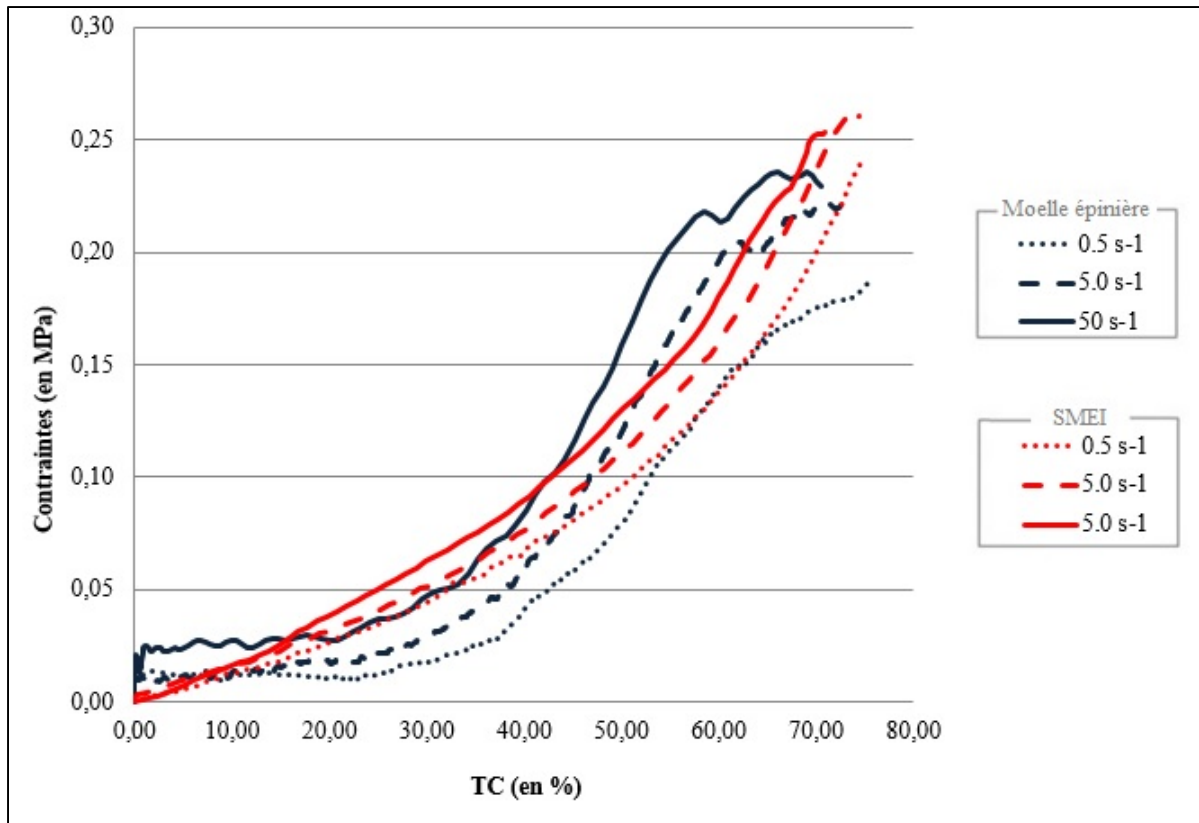


Figure 6.10 Courbes contraintes-déformations à différents taux de déformation de la moelle épinière porcine et du SMEI

6.3.4 Ratios géométriques, nombre de composants du capteur et de la chaîne de mesure

Les dimensions du moule conditionnent les dimensions du SMEI. Ces dernières ont été choisies en fonction de la géométrie de la moelle épinière humaine cervicale. Ainsi, les ratios géométriques tels que définis dans le cahier des charges sont : $r_a = \frac{a_{\text{substitut}}}{a_{\text{moelle}}} = \frac{6,5 \text{ mm}}{5,6 \text{ mm}} = 1,16$

$$\text{et } r_b = \frac{b_{\text{substitut}}}{b_{\text{moelle}}} = \frac{4,0 \text{ mm}}{3,7 \text{ mm}} = 1,08.$$

Conformément au cahier des charges, le nombre de composants du capteur et de la chaîne de mesure doivent également être déterminés. Le SMEI est composé de deux composants : le filament de polymère et la mousse de silicone. La chaîne de mesure du TC du SMEI est constituée du capteur et du multimètre, qui fait office de conditionneur/convertisseur.

6.3.5 Écart de mesure Δm_{repro}

L'étalonnage du SMEI jusqu'à 90% à basse vitesse a été reproduit sur trois SMEI différents dans le but d'évaluer la reproductibilité de l'outil. Les différentes courbes d'étalonnage obtenues sont représentées sur la Figure 6.11.

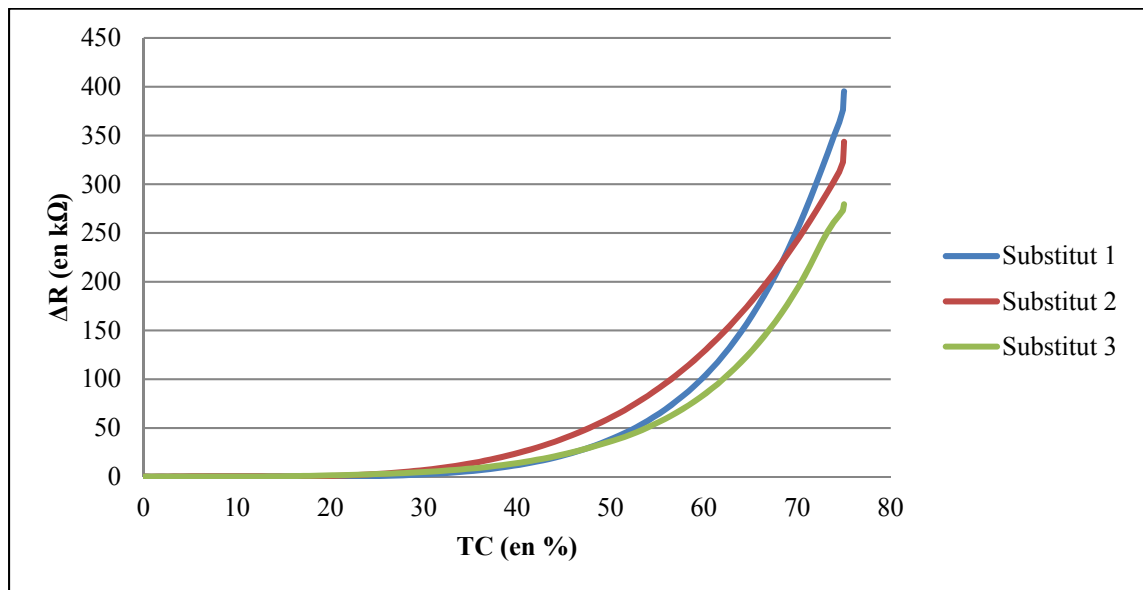


Figure 6.11 Variation de la résistance du filament en fonction du TC pour le test de reproductibilité

Pour une même valeur de résistance, l'écart absolu maximum du TC correspondant entre les SMEI 1 et 2 est de 6,2%. Il est de 6,8% entre les SMEI 1 et 3 et de 6,1% entre les SMEI 2 et 3.

6.4 Évaluation des performances du SMEI

L'évaluation des performances du SMEI est effectuée grâce au barème établie dans le cahier des charges. Pour chacune des performances, une cote lui est associé (Tableau 6.1) selon le barème présenté au tableau 3.4. Le cumulatif des cotes permet de calculer la cote finale : 81%.

Tableau 6.1 Évaluation des performances du SMEI

Spécifications techniques	Cible	Performances	Cote
Temps de réponse à 5%	1 ms	0.5 ms	3
Erreur de mesure	2%	3,6%	2
Nombre de composants du capteur	1	2	2
Intervalle de mesure	[0-90]	[20-90]	2
Écart de mesure (Δm_{repet})	5%	3,4%	3
ICC	0,95	[0,95-0,96]	3
Ratios géométriques	1	[1,16 & 1,08]	2
Nombre de composants de la chaîne de mesure	2	2	3
Écart de mesure (Δm_{repro})	5%	6,8%	2
	Total	(/27)	22
		%	81

Le SMEI développé possède une rapidité (Temps de réponse à 5%), une répétabilité (Écart de mesure (Δm_{repet})), un comportement mécanique (ICC) et une accessibilité de la mesure (Nombre de composants de la chaîne de mesure) parfaitement conforme aux attentes du cahier des charges.

En revanche, sa justesse (Erreur de mesure), sa capacité de mesure (Intervalle de mesure), sa simplicité de fabrication (Nombre de composants du capteur), sa géométrie (ratios géométriques) et sa reproductibilité (Écart de mesure (Δm_{repro})) n'atteignent pas entièrement les cibles du cahier des charges. Cependant, elles respectent tout de même les besoins de ce dernier, puisqu'elles ont toutes obtenues la note de 2/3 selon le barème.

De plus, il est nécessaire de rappeler que les performances en rapidité, justesse et reproductibilité ont été évaluées uniquement de 0 à 75%, car la répétabilité de l'outil est limitée à 75%. Le temps de réponse de l'outil n'a pas pu être calculé exactement comme défini dans le cahier des charges.

CHAPITRE 7

DISCUSSION

Après une analyse critique de la revue de la littérature, un constat principal a été fait. Il n'existe pas de substitut de moelle épinière mimant les propriétés mécaniques complexes de la moelle épinière. Cette revue de la littérature a également permis de définir l'objectif principal du projet qui était de concevoir et de caractériser un substitut de moelle épinière instrumenté biofidèle qui permet de mesurer la compression qu'il subit en temps réel. Un cahier des charges a été mis en place pour définir les besoins et les contraintes du produit à développer. Ce cahier des charges a permis de guider le processus créatif de recherche de solutions, de choisir le concept final et d'évaluer ses performances.

L'évaluation globale des performances du SMEI développé est très bonne (81%). Tous les besoins du cahier des charges ont été entièrement ou partiellement remplis. Ainsi, ce dernier répond en grande partie à l'objectif principal du projet. Il s'agit du premier substitut de moelle épinière permettant une mesure directe et rapide de la compression transverse. De plus, il s'agit également du premier substitut de moelle épinière possédant des propriétés mécaniques similaires à la moelle épinière jusqu'à 70% de compression.

Ce chapitre présente la section relative à la discussion générale du mémoire. Une discussion sur les résultats expérimentaux est d'abord effectuée, suivi des limites méthodologiques de l'étude. Enfin, l'importance et la portée du travail concluent ce chapitre.

7.1 Discussion sur les résultats

Dans cette partie, les résultats de l'étalonnage et de la validation du SMEI sont abordés plus précisément. Les performances du SMEI par rapport au cahier des charges sont ensuite discutées.

7.1.1 Étalonnage et validation

Le SMEI possède une très bonne capacité de mesure de la compression. En effet, il est capable de fournir une mesure de la compression de 20 à 90%. De plus, sur cet intervalle de mesure, le SMEI possède une grande sensibilité. Cette sensibilité est accrue lorsque le TC augmente. Ainsi, cet outil de mesure doit être considéré comme un capteur de grandes déformations.

Une particularité de la courbe d'étalonnage du SMEI est l'absence de détection de la compression en dessous de 20%. Le dispositif ne mesure pas les faibles compressions transverses. Dans le contexte du SMEI, le filament semble plus sollicité en tension qu'en compression transverse. De plus, pour les matériaux semi-conducteurs, comme le matériau Linqstat, la résistance électrique interne du matériau est reliée à sa déformation (Kalantari et al., 2012). Ainsi, ce seuil de détection pourrait s'expliquer par le fait que lors des faibles compressions transverses, le filament n'est pas assez déformé pour faire varier sa résistance interne. Selon cette hypothèse, la mousse de silicone serait trop molle pour de faibles déformations et elle ne transmettrait pas assez d'énergie au filament pour pouvoir le déformer. Le développement d'un modèle éléments finis pourrait confirmer ou infirmer cette hypothèse. De plus, il pourrait permettre de mieux comprendre le comportement mécanique du SMEI (Mousse de silicone et filament piézorésistif) lorsqu'il est soumis à une compression transverse. Il serait également intéressant d'étudier le filament seul dans le but de déterminer son comportement électrique (résistance interne) lorsqu'il est soumis à une élongation. Cela permettrait de mieux comprendre le fonctionnement du SMEI.

Une autre raison peut expliquer la présence de ce seuil de détection : l'augmentation de résistance est tellement faible qu'elle est cachée par le bruit du signal. En effet, le seuil de détection est défini directement avec les caractéristiques du bruit initial. L'amplitude du bruit du signal étant importante, le seuil est défini lorsque la résistance a augmenté de $1,5\text{k}\Omega$ par rapport à l'état initial ($\approx 0,4\%$ de R_0). Cette augmentation semble relativement importante pour un seuil de détection. Il est donc possible que la résistance commence à augmenter avant une compression de 20% et que cette augmentation soit inférieure à l'amplitude du bruit. Un circuit

intégré type pont diviseur de tension pourrait être créé pour mesurer la résistance du filament et limiter le bruit initial de résistance après un traitement du signal. Cette méthode pourrait permettre de mieux étudier le comportement du filament pour les faibles déformations.

Ce bruit initial possède une amplitude importante ($\approx 500 \Omega$). Il est certainement dû au calibre élevé du multimètre ($1 \text{ M}\Omega$) utilisé lors des mesures de résistance. Ce calibre entraîne une imprécision de plusieurs centaines d'Ohms sur les mesures d'après le fabricant, il est probable qu'il soit aussi responsable du bruit.

Ensuite, l'essai de validation permet de constater que l'erreur de mesure du TC est faible uniquement lors du chargement du SMEI. L'essai de validation mettant en jeu des déformations rapides, l'étalonnage lent est donc suffisant pour mesurer des phénomènes rapides. La vitesse de déformation ne semble pas avoir d'influence sur l'étalonnage du SMEI. L'étalonnage quasi-statique (5 mm/s) est validée en chargement de 20 à 75% quelle que soit le chargement dynamique.

En revanche, lors du déchargement du SMEI, la mesure semble prendre du retard sur le TC réel. Cette différence peut s'expliquer par le comportement viscoélastique de la mousse de silicone. Lorsqu'un matériau viscoélastique subi une déformation, il absorbe une partie de l'énergie ayant engendré la déformation (comportement visqueux) et en restitue une partie lors du déchargement (comportement élastique). Ainsi, la réponse du matériau (ici la déformation) dépend du temps. Lors du déchargement rapide du SMEI durant l'essai de validation, il est possible que la mousse de silicone ne suive pas parfaitement le déplacement imposé par l'impacteur en temps réel. En quelque sorte, la mousse « garde en mémoire » la déformation pendant une courte durée. La moelle épinière possède également un comportement viscoélastique. Le SMEI approximant certaines propriétés viscoélastiques de la moelle épinière, il est probable qu'il réagisse de la même façon que la moelle épinière. Pour étudier le comportement du SMEI lors du déchargement rapide, une analyse de la déformation réelle du SMEI par imagerie vidéo haute vitesse pourrait être utilisée.

Un phénomène non pris en compte dans l'étalonnage initial du SMEI est la relaxation de résistance du polymère conducteur. Ce phénomène a déjà été identifié dans beaucoup de matériaux semi-conducteurs, et plus spécifiquement dans le Linqstat (Kalantari et al., 2012). D'après Kalantari et al. (2012), il existe un lien direct entre la relaxation de résistance et la relaxation de contraintes dans le matériau Linqstat. Cette relation complexe est uniquement fonction de propriétés mécaniques et électriques du matériau Linqstat. D'autres formulations plus simples peuvent être utilisées pour approximer la relaxation de polymères semi-conducteurs chargés en carbone : $R(t) = R_0 \cdot t^{-n}$, avec n une constante issue du matériau (Sircar, Voet, & Cook, 1971; Voet, Cook, & Sircar, 1971). Ainsi, lorsque l'étirement du filament de polymère Linqstat est maintenu, sa résistance électrique diminue avec le temps. L'allure de cette diminution dépend directement de la valeur de résistance au début du maintien de l'étirement (R_0). L'étalonnage du SMEI n'est plus valide lorsque l'on maintient un TC dans le temps. De manière plus générale et avec cette formulation de la relaxation de résistance, il devient évident que la courbe d'étalonnage ne peut pas être valide pour des déformations trop lentes. Pour valider la mesure pour les compressions lentes, il serait nécessaire d'effectuer un étalonnage de la relaxation de résistance du filament de polymère. La formulation de Sircar, Voet et Cook (1971) pourrait être utilisée. Il serait alors possible d'intégrer un étalonnage dépendant du temps pour le SMEI.

De plus, lors du maintien en position à 50% de compression, la mesure n'est plus valide à partir d'un certain temps. En effet, à partir de 150 ms après l'impact, l'écart absolu entre le TC mesuré et le TC réel (erreur de mesure), dépasse la limite acceptable définie dans le cahier des charges ($\approx 6\%$). De plus, cette erreur ne cesse d'augmenter ensuite. Ainsi, différents phénomènes viennent perturber la qualité de la mesure. La mousse de silicone, étant un matériau viscoélastique, subit de la relaxation de contraintes et du fluage. Ces phénomènes font varier la déformation du matériau dans le temps et changent donc l'interface mousse-filament dans le SMEI. Ces phénomènes pourraient expliquer la variation de résistance du filament lors du maintien de la compression. Une seconde hypothèse est l'influence de la relaxation de résistance du filament de polymère, comme abordée dans le paragraphe précédent. La résistance du filament varie dans le temps et pourrait être responsable de cette

variation de résistance lors du maintien de la compression. Pour étudier le comportement du SMEI lors de ce maintien en position, une analyse de la déformation réelle du SMEI par imagerie vidéo (extensométrie) pourrait, ici aussi, être utilisée. Une caractérisation électrique du filament seul pourrait également mieux déterminer son comportement électrique en élongation et/ou compression en étudiant sa relaxation de résistance.

La forme générale de la courbe de validation et surtout la faible erreur de mesure de la compression permettent de valider l'étalonnage du SMEI. Dans le contexte des essais réalisés dans ce projet, cet étalonnage est valide pour des événements d'une durée inférieure à 150 ms et pour un TC de 20 à 75%.

7.1.2 Performance du SMEI par rapport au cahier des charges

L'évaluation des performances selon le cahier des charges du SMEI permet d'identifier ses points forts et ses points faibles. Ils sont présentés ici.

- Mesure de la compression transverse

Comme abordé précédemment, le SMEI fournit une mesure de sa compression transverse sensible de 20 à 90%. Ainsi le substitut respecte les attentes du cahier des charges par rapport à l'intervalle de mesure même si la présence du seuil de détection empêche de les respecter parfaitement.

Un moyen d'améliorer le seuil de détection de la compression pourrait être de positionner plusieurs filaments dans la section du SMEI. En effet, une hypothèse de la présence d'un seuil de détection est que le filament de polymère n'est pas assez sollicité en tension lors de faibles compressions. Ainsi, le seuil de détection serait lié à l'allongement relatif du filament de polymère. En positionnant le filament différemment dans le plan transverse, on pourrait influencer sur l'allongement relatif du filament lors de la compression et donc sur son seuil de détection. Une telle configuration modifierait les propriétés mécaniques en compression transverse du

SMEI. Ainsi, une nouvelle concentration devrait certainement être utilisée pour avoir une mousse plus molle et palier ce changement de propriétés.

D'autre part, plusieurs filaments répartis dans la section pourraient donner des informations pertinentes sur la répartition de la compression. Lors d'une FVC, le fragment possédant de multiples géométries et ne comprime pas toujours la moelle de manière symétrique et centrale (Atlas et al., 1986). Ainsi, les zones comprimées de la moelle diffèrent d'une fracture à l'autre et touchent des zones neuronales différentes (Netter, 2011). Il est donc très intéressant de connaître la répartition de la compression.

Selon le test de validation mis en place, la justesse de l'outil ne respecte plus les attentes du cahier des charges au-delà de 150ms. Ainsi, actuellement le SMEI ne permet la mesure de phénomènes trop lents. La durée totale des FVC étant inférieure à 15 ms (Ivancic, 2014; Panjabi et al., 1995; Wilcox et al., 2002), ce point faible est à nuancer. Tel qu'il a été calibré et validé, le SMEI ne peut étudier que le phénomène de contusion lors de l'accident, pas le phénomène de compression résiduelle sur la moelle. Pour étudier de tels phénomènes, un étalonnage et une validation du SMEI pour des déformations lentes seraient nécessaires.

- Répétabilité

Le SMEI respecte totalement les attentes du cahier des charges en matière de répétabilité jusqu'à 75%. De plus, cette dernière est nettement améliorée à partir du 3^{ème} étalonnage. Ainsi, il semble intéressant de solliciter le SMEI une ou deux fois en compression transverse avant d'effectuer le véritable étalonnage. En revanche, la répétabilité pour des déformations allant jusqu'à 90% est médiocre. Ceci est peut-être dû à une détérioration du filament de polymère qui subit une trop forte élongation ou encore de la mousse de silicone. Des tests en élongation sur le filament seul pourraient renseigner un peu plus sur la présence d'un seuil de détérioration du filament. Ce phénomène pourrait également venir d'une perte d'adhésion entre le filament et la mousse causée par un comportement mécanique significativement différent entre les deux matériaux.

Ainsi, il existe un seuil de TC pour lequel la mesure ne devient plus répétable, compris entre 75% et 90%. Il est alors nécessaire d'apporter une nuance sur l'intervalle de mesure défini grâce à la courbe d'étalonnage en différenciant :

- un intervalle où la mesure de la compression est possible, juste et répétable, situé entre 20 et 75%;
- un intervalle où la mesure est possible, situé entre 20 et 90%.

Le seuil de détérioration n'est pas parfaitement connu. Des essais de répétabilité supplémentaires pourraient être menés dans le but de déterminer avec précision ce seuil. Ce dernier est directement lié à l'allongement relatif que subit le filament. Ainsi, pour augmenter le seuil de détérioration, il est nécessaire de diminuer l'allongement relatif subit par le filament. En construisant un SMEI plus long, l'allongement relatif du filament du polymère pourrait être diminué. En revanche, ceci pourrait avoir une influence néfaste sur le seuil de détection qui dépend lui aussi certainement de l'allongement relatif du filament de polymère. Ainsi un compromis doit être trouvé entre longueur du SMEI, position des filaments et seuils de détection et de détérioration.

- Rapidité

Même si le temps de réponse réel à 95% du SMEI n'a pas pu être déterminé, l'essai de rapidité a prouvé la capacité de l'outil à mesurer des phénomènes rapides (vitesse de compression atteinte pendant le test de rapidité : 1750 mm/s). En effet, la variation de résistance est quasiment aussi rapide que la déformation. De plus, les mesures liées à cette variation de résistance sont totalement cohérentes et justes avec une fréquence d'acquisition de 5000 Hz. Le SMEI est rapide et respecte donc les attentes du cahier des charges concernant cet attribut.

Cependant, il est nécessaire d'élargir cette conclusion à l'étude des FVC. Les FVC font intervenir des vitesses très importantes du fragment osseux : au moins 3500 mm.s⁻¹ (Hall et al., 2006; Wilcox et al., 2003). Une fréquence d'acquisition de 5000 Hz semble adéquate pour la

mesure d'une telle compression (10 points de mesure si compression jusqu'à 90% à une vitesse constante de 3500 mm.s^{-1}). Cependant, de telles vitesses de compression sont deux fois supérieures à celles mises en jeu lors du test de rapidité. Avec ce test de rapidité, il est impossible de conclure avec certitude sur la capacité du filament à mesurer des chargements aussi rapides. Si une telle limite existe, la mesure de la compression par le SMEI perdrait de l'information et la compression risquerait alors d'être sous-estimée. Pour vérifier avec certitude si de telles mesures sont possibles, des tests de compressions à très hautes vitesses doivent être réalisés. Ces vitesses de compression étant impossibles à atteindre avec la Bose Electroforce 3200, un nouveau banc d'essai devrait être réalisé. Un système de masse lâchée pourrait être une solution pour atteindre de telles vitesses (Cheriyana et al., 2014) et une analyse vidéo haute vitesse permettrait de mesurer le TC réel.

- Géométrie

La géométrie du SMEI correspond aux attentes du cahier des charges. Cependant, cette géométrie est tout de même extrêmement simplifiée. En effet, de nombreuses structures de la moelle ne sont pas prises en compte : racines nerveuses, sillons antérieur et postérieur, variation de section, etc. Pour affiner la géométrie du SMEI, un nouveau moule pourrait être conçu et autoriser une géométrie plus complexe prenant en compte ces structures.

- Comportement mécanique

Le SMEI se rigidifie avec une augmentation du TC et du taux de déformation. Son comportement viscoélastique est conservé puisque ses courbes contraintes-déformations changent en fonction de la vitesse de compression (Bartlett et al., 2016).

La présence du filament qui est sollicité en tension lors de la compression, rigidifie la mousse de silicone. Cette rigidification semble principalement se situer entre 30 et 70%. Cette constatation vient confirmer l'hypothèse que le filament est très peu sollicité en tension avant 20-30% de compression. De plus, cette rigidification avec le filament semble très intéressante d'un point de vue mécanique. En effet, elle augmente la ressemblance avec les propriétés mécaniques de la moelle épinière. Le matériau mime les propriétés viscoélastiques de la moelle épinière en chargement dynamique uniquement jusqu'à 70% de compression. En effet, il est nécessaire de rappeler qu'au-delà de 70%, les tissus de la moelle épinière quel que soit le taux de déformation, s'endommagent et leur comportement mécanique devient fortement non-linéaire (Fradet et al., 2016). Les valeurs de contraintes dans le SMEI seront plus importantes que dans une moelle épinière réelle au-delà de 70% de compression. Le SMEI opposera donc une plus forte résistance à la compression que la moelle épinière réelle. Il sous-estimera alors les valeurs de compression réelle de la moelle épinière réelle au-delà de 70% de compression. Ainsi, une nouvelle nuance à l'intervalle de mesure peut être apportée :

- un intervalle où le SMEI fournit une mesure juste, rapide et répétable du TC, tout en mimant le comportement mécanique de la moelle épinière, situé de 20 à 70%;
- un intervalle où le SMEI fournit une mesure juste, rapide et répétable du TC, situé de 20 à 75%;
- un intervalle où le SMEI fournit une mesure du TC.

Le SMEI développé respecte parfaitement les attentes du cahier des charges en matière de propriétés mécaniques. De plus, le dispositif allie la capacité de mesure de la déformation tout en respectant les propriétés mécaniques dans un intervalle où la mesure de la compression médullaire est très importante (Kearney et al., 1988). En effet, d'après ses essais, Kearney et al. (1988) définit un intervalle de TC de la moelle épinière à risque où quel que soit la vitesse de compression, des lésions neurologiques ont la plus grande probabilité d'avoir lieu. Cet intervalle à risque est situé entre 25 et 65% de compression. C'est donc dans cette dernière que la compression médullaire doit être étudiée avec précision. Ainsi, le SMEI semble adapté à l'étude des compressions médullaires mises en jeu lors des traumatismes vertébraux.

Il existe tout de même des différences locales entre les courbes contraintes-déformations. L'ICC établit uniquement une comparaison globale des courbes et ne semble pas prendre en compte ces différences locales. Le module tangent de chaque courbe pourrait être utilisé pour étudier ces différences locales. Ce module est d'ailleurs utilisé par Fradet et al. (2016) pour caractériser différentes zones dans les courbes contraintes-déformations de la moelle épinière.

Pour augmenter encore la ressemblance mécanique, une différenciation entre matière grise et matière blanche pourrait être envisageable. En effet, ces deux structures possèdent des propriétés mécaniques différentes (Ichihara et al., 2001). Les propriétés mécaniques de la mousse de silicone sont modulables en fonction de sa concentration initiale. Ainsi, une différenciation physique entre matière grise et matière blanche avec des propriétés mécaniques différentes serait possible.

- Fabrication et fonctionnement

La simplicité générale du SMEI respecte également les attentes du cahier des charges. Le capteur est extrêmement simple de fonctionnement et possède peu de composants. La mesure est également très facilement accessible. Ici, le multimètre fait office de conditionneur et de convertisseur. C'est ce dernier qui traite, filtre le signal analogique et le convertit en signal numérique. Ce dernier gère également l'acquisition des données et le transfert vers un ordinateur. Ainsi, toute la chaîne de mesure est assurée par un seul et unique instrument. Le capteur est très bon marché. Son prix de fabrication unitaire est inférieur à 1\$ (ANNEXE III). Enfin, le dispositif est reproductible. Une différence notable existe entre les courbes d'étalonnage de différents SMEI. Cependant, elle reste raisonnable puisqu'elle obtient une note de 2/3 dans l'évaluation avec (6,8% pour une cible à minimiser de 5%). Cet écart de reproductibilité semble essentiellement dû au protocole de fabrication de l'outil.

Le processus de fabrication et le protocole expérimental de l'étalonnage du SMEI semblent reproductibles mais tout de même perfectibles. Plusieurs améliorations peuvent être apportées au protocole de fabrication du SMEI. En effet, la découpe des filaments pourrait être

automatisée (poinçonnage). Un moule adapté avec des encoches sur ses faces latérales pourrait permettre une meilleure mise en position et un meilleur maintien des filaments de polymère lors de la fabrication du SMEI.

7.2 Limites méthodologiques de l'étude

Grace aux tests de reproductibilité et de répétabilité, nous remarquons que l'étalonnage ne souffre pas d'une grande variabilité intra et inter échantillon. De même, les résultats des tests de caractérisation mécanique de la mousse de silicone possèdent une variabilité faible, et ont été réalisés suivant un plan d'expérience rigoureux. En revanche, les tests de validation, de rapidité et la caractérisation mécanique du SMEI ont été effectués sur un unique échantillon et une seule fois. Ainsi, il existe un biais d'échantillonnage sur les résultats des tests de validation, rapidité et mécanique. Il serait alors intéressant de mettre en place un plan d'expérience rigoureux pour étudier la répétabilité et la reproductibilité de ces tests (validation, rapidité et caractérisation mécanique avec le filament).

Uniquement les propriétés mécaniques sous forme de courbes contraintes-déformations de la moelle épinière ont été étudiées. Une caractérisation mécanique plus complète du SMEI de moelle épinière pourrait être effectuée dans le but d'étendre la comparaison mécanique avec la moelle épinière. Une Analyse Mécanique Dynamique (AMD) et des tests de relaxation et de fluage pourraient déterminer les propriétés viscoélastiques du SMEI. Ceci permettrait de savoir si le SMEI respecte le comportement de la moelle épinière lors du déchargement ou lors d'un maintien de la compression. Une réflexion sur l'interface fragment osseux/moelle épinière semble également très importante pour simuler au mieux cette interaction lors de la reproduction d'une FVC. Ainsi, des tests de frottement (coefficient de friction) entre fragment osseux et SMEI, pourraient permettre d'étudier une partie de cette interaction.

De nombreuses conditions de tests ne semblent pas entièrement représentatives des sollicitations mécaniques subie par la moelle épinière lors d'une FVC. Les vitesses de compression mises en jeu lors de la validation sont faibles en comparaison aux vitesses mises

en jeu lors des traumatismes vertébraux : 500 mm.s^{-1} au maximum au lieu d'au moins 3500 mm.s^{-1} pour le fragment osseux (Hall et al., 2006; Wilcox et al., 2003). Cependant, l'impact d'une telle limite semble faible étant donné que la vitesse ne semble pas avoir d'influence sur l'étalonnage du SMEI. Ensuite, toutes les compressions du SMEI ont été effectuées sur un plateau de compression. Cette surface de compression plane n'est pas représentative des parois du canal vertébral (Netter, 2011). Toutes les sollicitations mécaniques ont été effectuées avec un impacteur positionné au centre du SMEI. Au vue des différentes géométries du fragment osseux (Atlas et al., 1986), la moelle épinière n'est pas uniquement comprimée de manière centrale dans les FVC. Les sollicitations mécaniques ont toujours été effectuées par un impacteur cylindrique. En plus de n'être pas représentatif de la géométrie d'un fragment osseux, aucune étude n'a été effectuée sur l'influence de la géométrie de l'impacteur. Ainsi, il existe possiblement une différence entre le patron de compression transverse du SMEI de moelle épinière lors de ces essais et celui réel de la moelle épinière lorsqu'elle est comprimée par un fragment osseux. L'objectif principal de l'étude étant de calibrer et valider un concept de solution conformément à un cahier des charges, ces conditions de tests ne présentent pas une limite importante ici. Les conclusions et analyses concernant la capacité de mesure ou encore les propriétés mécaniques du SMEI restent inchangées. En revanche, les études futures devront prendre en compte de nouvelles conditions de tests plus représentatives: la variation de la géométrie de l'impacteur pour prendre en compte la variation possible du fragment osseux, la variation de forme de la surface de compression pour prendre en compte la surface non plane du canal rachidien, la compression transverse non-axiale et non-symétrique pour prendre en compte divers cas de compression possibles, etc.

De tels tests amèneront ensuite à des réflexions sur l'insertion du dispositif dans le canal rachidien. En effet, l'enjeu principal de la confection de ce SMEI de moelle épinière est d'étudier l'interaction biomécanique entre le rachis et la moelle épinière lors d'une FVC. En pratique, cette étude passe par le remplacement de la moelle épinière par le SMEI dans un segment vertébral post mortem et ensuite par la simulation *in vitro* de FVC. Dans ce mémoire, aucune réflexion sur l'adaptation de cette technique de mesure dans le canal rachidien n'a été effectuée. Les conditions aux limites du filament de polymère (prétention) conditionnent la

mesure. Une des contraintes principales de l'insertion du SMEI dans le canal rachidien sera de respecter l'interaction biomécanique normale entre le rachis et la moelle épinière tout en fournissant des conditions aux limites du filament nécessaire à la mesure. De plus, le mécanisme de simulation de fracture vertébrale ne devra pas avoir d'influence sur ces conditions aux limites.

Dans tous les protocoles de test, la définition du point de contact initial entre l'impacteur et le SMEI a été faite avec l'aide d'une précharge de 0,1N. Cette méthode apporte potentiellement un biais dans les résultats étant donné le calibre de la cellule de charge utilisé qui est bien supérieur (225N), impliquant un bruit d'amplitude 0,03N. Ainsi, l'application d'une précharge parfaite est difficile. La mousse Soma Foama 15 étant un matériau très mou, ce bruit peut entraîner une incertitude sur le point de contact de l'ordre de 0,5mm, l'équivalent d'environ 6% de compression. Ainsi, une incertitude de $\pm 3\%$ réside sur les valeurs des compressions utilisées. Cette incertitude ne modifie en revanche pas les valeurs de résistance mesurée par le SMEI. Pratiquement, le point de contact initial est défini une seule fois pour les tests d'étalonnage/validation, de répétabilité et de rapidité. Ainsi, cette incertitude n'influence pas ces résultats et les spécifications techniques du SMEI. Cependant, elle pourrait être une justification des écarts d'étalonnage rencontrés entre les SMEI pour les tests de reproductibilité où le point de contact initial est redéfini à chaque étalonnage. L'utilisation d'une cellule de charge d'un calibre plus faible, présenterait une incertitude moins importante sur la définition du point de contact.

Ensuite, seule la capacité de mesure des déformations du SMEI a été étudiée avec attention. Or, d'un point de vue neurologique, la répartition de contraintes dans la moelle épinière lors d'une FVC présente un grand intérêt et nécessite d'être étudiée (Yan et al., 2012). Ainsi, un modèle éléments finis pourrait être développé dans le but de déterminer la répartition de contraintes dans le SMEI grâce aux informations données sur sa déformation. Pour arriver à un tel résultat, une méthode inverse pourrait être utilisée (Zhang, Qian, Mei, & Liu, 2014).

Enfin, seul le concept lié à l'insertion d'un filament piézorésistif dans la mousse de silicone a été étudié et évalué avec attention. En revanche, un second concept de capteur optique (insertion de fibres optiques dans la mousse de silicone) a été développé parallèlement au SMEI. Même si ce dernier semble avoir une chaîne d'acquisition complexe ne répondant pas aux attentes du cahier des charges initial, il donne des informations extrêmement intéressantes sur la déformation du SMEI également. Il s'agit donc d'une autre technique de mesure des déformations de la moelle épinière (Facchinello et al., 2017).

7.3 Importance et portée du travail

Comme identifié dans la revue de la littérature, les matériaux utilisés jusqu'alors pour réaliser des substituts de moelle épinière miment les propriétés linéaires élastiques de cette dernière jusqu'à 15% de compression (Kroeker et al., 2009). Les propriétés viscoélastiques de la moelle épinière ne sont pas reproduites par de tels substituts. Ce travail a permis d'identifier un matériau mimant les propriétés viscoélastiques de la moelle épinière en chargement transverse jusqu'à 70% de compression.

Différentes techniques de mesures de l'occlusion du canal rachidien lors d'un traumatisme ont été développés (D. G. Chang et al., 1994; Panjabi et al., 1995; Raynak et al., 1998; Wilcox et al., 2002). Cependant, ces techniques ne mesurent pas les déformations de la moelle épinière. De plus, elles changent considérablement l'interaction biomécanique normale entre le rachis et la moelle épinière. D'autres substituts de moelle épinière ont cherché à fournir une mesure des déformations ou contraintes de la moelle épinière lors d'un traumatisme vertébral (Pintar et al., 1996; Saari et al., 2011). Cependant, ces techniques ne fournissent pas de mesure directe des déformations de la moelle. De plus, ces mesures semblent soit limitées dans un plan, soit limiter dans le temps (fréquence d'acquisition limitée). Ainsi, ce travail a permis de développer un moyen de mesurer directement la compression médullaire. Il s'agit du premier substitut de moelle épinière permettant une mesure directe et dynamique de la compression médullaire. De plus, grâce à ces propriétés mécaniques, ce dispositif est susceptible de respecter l'interaction biomécanique normale entre le rachis et la moelle épinière.

Un tel outil offre de nouvelles perspectives dans la reproduction de FVC *in-vitro*. De telles reproductions sont souvent utilisées dans le but d'étudier le fonctionnement et la biomécanique des FVC (Panjabi, Kifune et al. 1995, Wilcox, Allen et al. 2004, Oberkircher, Schmuck et al. 2016). L'insertion d'un tel dispositif dans le canal rachidien d'un échantillon vertébral *post mortem* lors d'une reproduction d'une FVC est un enjeu important du SMEI. Dans une telle expérimentation, il serait également important de prendre en compte les structures anatomiques environnantes ayant une influence potentielle sur la compression médullaire : dure-mère et LCR (Jones et al., 2008). Il s'agirait alors d'un moyen d'augmenter la validité d'une telle reproduction en imitant fidèlement l'interaction biomécanique entre la colonne vertébrale et la moelle épinière. Avec la capacité de mesure des déformations du SMEI, cet outil constituerait un moyen d'étudier expérimentalement l'interaction biomécanique traumatique entre le rachis et la moelle épinière qui demeure mal connue (Boisclair, 2012). Ces informations précieuses sur la compression médullaire traumatique durant une FVC pourrait permettre de mieux comprendre son fonctionnement en déterminant, par exemple, des paramètres biomécaniques encore mal connus de la FVC : la vitesse du fragment osseux (Wilcox et al., 2004) ou encore la différence entre compression aigue et post-traumatique (Panjabi et al., 1995; Wilcox et al., 2003). A terme, le SMEI peut donc être un véritable moyen expérimental d'étudier et de mieux comprendre la biomécanique d'une FVC.

De manière plus générale, les substituts de moelle épinière constituent un formidable outil pour l'étude du comportement traumatique de la moelle épinière lors de l'ensemble des traumatismes vertébraux. Il est tout à fait envisageable d'imaginer un substitut capable de donner bien plus qu'une simple information sur sa compression transverse : élongation, contraintes, répartition de la déformation et/ou des contraintes, etc. Des informations sur son élongation seraient intéressantes lorsque la moelle épinière est sollicitée en flexion-extension (fracture de type B selon la classification de Magerl et al., (1994)). Des informations sur la répartition de contraintes/déformations sont, quant à elles, très intéressantes d'un point de vue neurologique. À terme, les substituts de moelle épinière constitueraient alors un moyen de mieux comprendre les conséquences neurologiques des fractures vertébrales osseuses

associées aux lésions médullaires. Cette meilleure compréhension pourrait alors mener au développement d'équipements de prévention des traumatismes vertébraux ainsi qu'à une amélioration des traitements et de la prise en charge des blessés médullaires.

CONCLUSION

L'objectif principal de ce projet était de concevoir et caractériser un substitut de moelle épinière instrumenté, mécaniquement et géométriquement fidèle et mesurant la compression qu'il subit en temps réel. Il a été divisé en trois sous-objectifs spécifiques :

- trouver un matériau approchant les propriétés hyper élastiques de la moelle épinière en compression transverse;
- adapter une technique de mesure des déformations au matériau identifié comme mécaniquement similaire et construire un prototype;
- calibrer et valider l'outil de mesure développé.

Des critères de performances ont été établis suite à une revue de la littérature ayant permis d'identifier les faiblesses des substituts de moelle épinières existants. Grâce à l'utilisation de techniques industrielles (développement de la fonction qualité, maison de la qualité, diagramme de Pareto, matrice de décision), ces critères ont été optimisés pour ne garder que les plus importants. Ces critères sont : le temps de réponse à 5%, l'erreur de mesure, l'écart de mesure de répétabilité et de reproductibilité, le nombre de composants du capteur, l'intervalle de mesure, le coefficient de corrélation intra-classes de 0 à 70% de compression, le nombre de composants de la chaîne de mesure et les ratios géométriques entre le substitut et la moelle épinière. Ces critères ont ensuite permis de guider le processus de recherche de solutions. Une recherche de matériau possédant des propriétés mécaniquement similaires à la moelle épinière a été menée. Puis, une adaptation/transformation de ce matériau en outil de mesure a été effectuée.

Ce cahier des charges a également permis d'évaluer la performance du prototype final. De manière plus générale, cette méthode représente un outil d'évaluation des substituts de moelle épinière instrumenté.

Le substitut de moelle épinière développé respecte les propriétés viscoélastiques de la moelle épinière porcine. Son processus de fabrication simple lui permet d'avoir une géométrie personnalisée, adaptée à la problématique et ressemblante à la moelle épinière biologique. Enfin, il fournit une mesure juste, fidèle, sensible, rapide de la compression transverse de la moelle

épineière de 20 à 75%. Ses caractéristiques métrologiques en font un outil très adapté à l'étude de l'interaction traumatique entre le rachis et la moelle épinière. Ce projet a donc permis d'identifier les faiblesses des substituts de moelle épinière existants, puis de les améliorer.

De manière globale, ce projet s'inscrit dans l'étude des liens entre les lésions osseuses et la compression médullaire pour les fractures associées aux lésions médullaires. Les substituts de moelle épinière instrumentés sont un moyen novateur de donner des indications précieuses sur la compression médullaire lors de la réplique *in vitro* de fractures vertébrales. De plus, ils permettent de palier un biais expérimental récurrent des répliques des fractures : l'interaction biomécanique et physiologique entre le rachis et la moelle épinière non-représentative. Le substitut développé, fournissant une mesure valide uniquement en compression transverse et en chargement, ne peut à lui seul répondre entièrement à cette problématique. Des réflexions et études sur l'extension de ces capacités de mesure (élongation, déchargement) et sur son insertion dans le canal rachidien sont primordiales. Cependant, à terme, les substituts de moelle épinière pourront aider à mieux comprendre le fonctionnement des traumatismes vertébraux. Cette meilleure compréhension des traumatismes vertébraux est un enjeu sociétal important, pour une meilleure prévention et une meilleure prise en charge des blessés vertébraux et médullaires.

RECOMMANDATIONS

Les conclusions de ce mémoire et ses limites conduisent à faire les recommandations suivantes :

- une caractérisation mécanique plus complète du SMEI doit être effectuée dans le but d'étendre la comparaison biomécanique avec la moelle épinière : test en élongation (Courbes contraintes-déformations en traction), AMD (module de perte et de conservation), tests de relaxation et de fluage (propriétés viscoélastiques) et des tests de frottement (coefficient de friction);
- un circuit intégré type pont diviseur de tension peut être créé pour mesurer et limiter le bruit initial de résistance. Le but est d'étudier le comportement du SMEI pour de faibles déformations;
- une caractérisation électrique (résistance) en élongation du filament permettrait de mieux comprendre le fonctionnement du SMEI;
- un étalonnage et une validation pour les déformations lentes (<150ms) du substitut pourrait être mises en place dans le but d'étendre les capacités de mesure du SMEI (phénomène de compression résiduelle des FVC). De tels essais devront prendre en considération la relaxation de contraintes du SMEI et la relaxation de contraintes du filament;
- une analyse de la déformation réelle du SMEI par imagerie vidéo peut aider à l'étalonnage/validation en déchargement ou lors de déformations lente, notamment;
- une détermination plus précise des caractéristiques métrologiques du SMEI peut également être utile (temps de réponse à 5%, seuil de répétabilité...);
- le développement d'un modèle éléments finis pourrait également servir comme moyen de validation dans le but de relier l'étirement réel du filament au TC du SMEI. Il pourrait également donner des indications sur la répartition des contraintes dans le substitut;
- le protocole de fabrication peut être amélioré (découpe, position et maintien du filament, moule adapté, etc.);

- un nouveau moule pourrait être conçu dans le but de produire un SMEI avec une géométrie plus complexe. Une différenciation géométrique et mécanique entre matière grise et matière blanche pourrait également être menée dans le but d'augmenter la ressemblance avec la moelle épinière;
- la fabrication et la caractérisation d'un SMEI à plusieurs filaments repartis uniformément dans la section, peut avoir un intérêt pour mieux caractériser la compression (compression non symétrique de la moelle épinière) et pour améliorer les seuils de détection;
- des réflexions sur l'insertion dans le canal rachidien du SMEI sont bien évidemment un enjeu principal. Ces réflexions devront prendre en compte des contraintes comme : variation de la géométrie du fragment osseux, surface de compression non plane, respect de certains composant anatomique ayant une influence sur la compression (LCR), prétention du filament de polymère, compression non-axiale et non-symétrique, etc;
- l'insertion de fibres optiques dans la mousse est une alternative à la technique de mesure développée ici. Des tests d'évaluation similaires pourraient être réalisés dans le but de comparer les performances des deux techniques de mesure.

ANNEXE I

PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DES MOUSSES D'ÉLASTOMÈRE FOURNIES PAR LES FABRICANTS

Les données mécaniques des mousses d'élastomère sont issues des caractérisations effectuées par les fabricants (Figure AI.1 et Figure AI.2).

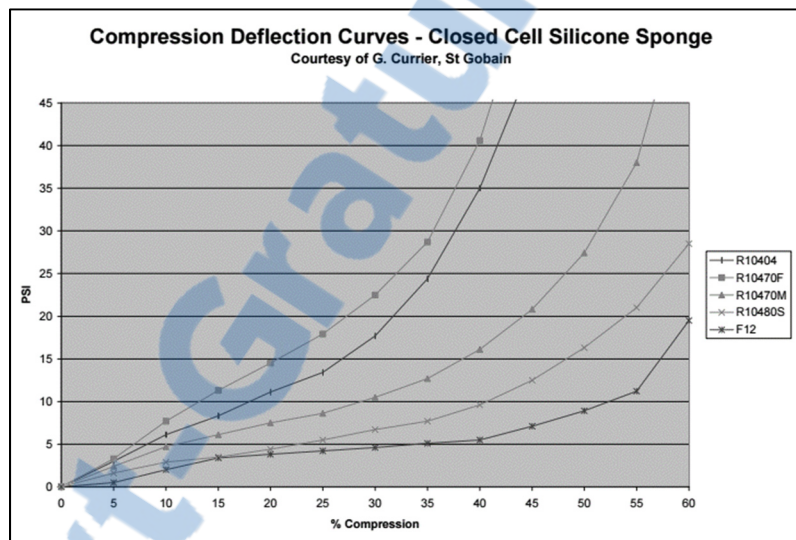


Figure AI.1 Exemple de courbes contraintes déformations des mousses d'élastomère selon la norme ASTM D1056 par Saint-Gobain

Tirée de <http://www.stockwell.com/>

% Compressed	FORCE (kPa)					
	BF-2000	BF-1000	HT-870	HT-800	HT-820	HT-840
10	1.6	8.3	19.3	24.8	42.8	72.4
25	2.3	17.2	30.3	57.2	115.2	150.3
40	5.6	24.8	42.8	94.4	208.3	260.0
55	15.8	42.7	70.3	171.6	389.7	713.6
70	43.4	108.3	172.4	419.6	1037.9	---

Figure AI.2 Exemple de tableaux indiquant les propriétés des mousses d'élastomère selon la norme ASTM D1056 par Rogers

Tirée de <https://www.rogerscorp.com/>

Ces données mécaniques des fabricants ont ensuite été comparées aux propriétés de la moelle épinière avec l'ICC (Tableau AI.1).

Tableau AI.1 Tableau de comparaison des propriétés mécaniques de la moelle épinière et des mousses d'élastomère présélectionnées

Matériau			Contraintes (en kPa) en fonction de la compression					ICC par rapport à la moelle épinière	
Type	Nom	Densité en kg/m ³	0%	10%	25%	40%	55%		
Moelle épinière (0,5s-1)			N/A	0	11	13	42	111	N/A
Mousses silicone	Saint-Gobain	F12	192	0	14	28	41	76	0,79
		R10 480S	345	0	20	41	62	145	0,80
		R10 470M	470	0	35	55	110	262	0,44
	Rogers	BF-1000	192	0	8,3	17,2	24,8	42,7	0,45
		HT-870	240	0	19,3	30,3	42,8	70	0,73
		HT-800	352	0	24,8	57,2	94,4	171,6	0,63
Mousses de polyuréthane	Saint-Gobain	PF 45	250	0	10	25	50	90	0,86
		PF 47	200	0	5	12	25	45	0,49
	Rogers	4790 - 92	240	0	20	28	35	69	0,72
		4701 - 30	320	0	28	35	55	117	0,85
		4701 - 40	320	0	69	83	103	206	0,41
		4701 - 41	320	0	69	103	172	345	0,18
Mousses de PVC	Saint-Gobain	V 780	Propriétés matériaux non disponibles						

Les propriétés des mousses d'élastomère semblent uniquement dépendantes de leur densité et non du processus de fabrication (propriétés identiques entre fabricants). Le matériau ayant pour objectif d'être reproduit et fabriqué au laboratoire, les mousses de silicone ont été privilégiées. Les mousses de silicone ayant une densité comprise entre 192 et 345 kg.m⁻³ sont des matériaux possédant la plus grande ressemblance mécanique avec la moelle épinière.

ANNEXE II

DÉTAILS TECHNIQUES DU MATÉRIAU LINQSTAT

Matériau Linqstat (Adafruit Industries, USA)

Dimensions : 11" x 11" (280mm x 280mm)

Épaisseur : 0,1mm

Poids: 18.66g

Limites de temperature d'utilisation : -45°C to 65°C (-50°F to 150°F)

Résistivité volumique : <500 ohm-cm

Résistivité surfacique : < 31,000 ohms/sq.cm

ANNEXE III

DÉTERMINATION DES SPÉCIFICATIONS TECHNIQUES NON PRISES EN COMPTE DANS L'ÉVALUATION DES PERFORMANCES DU SMEI

- **Résolution**

Le seuil de détection minimal de la compression a été défini par rapport au bruit : une variation de résistance de 3 fois l'amplitude du bruit initial ($\approx 1,5 \text{ k}\Omega$). Ainsi, il s'agit aussi de la plus petite variation détectable de la grandeur mesurée. Sur l'intervalle de mesure, sensibilité moyenne est de $9,1 \text{ k}\Omega/\%$. Par définition, la résolution moyenne du SMEI sur son intervalle de mesure est $1,500/9,1 = 0,16 \%$.

- **Coût de fabrication**

Le cout de fabrication est ramené à l'échelle d'un seul substitut de moelle épinière instrumenté. Le cout d'une feuille de polymère conducteur Linqstat carré de 28 x 28 cm est de 6,06\$ CAD. Le cout de 3lbs (1,36kg) de mousse de silicone s'élève à 89,64\$ CAD. Dans une feuille carre de 28 x 28 cm, 480 rectangles de 2 x 8 mm peuvent être découpés. Un poids total de 1,36kg de mousse de silicone correspond à un volume total de $5,6 \text{ dm}^3$ (densité de la mousse de silicone : 240 kg/m^3). Sachant que le SMEI possède un volume de $5,242 \text{ cm}^3$ (Cylindre à base ellipsoïdale de 8 x 13 x 90 mm), 1068 substitut de moelle épinière peuvent être fabriqués avec cette commande. Dans les deux, une perte de 15% vis-à-vis de la marchandise est estimée (mauvaise découpe, erreur, défaut de fabrication, surplus lors du processus de moussage...). Ainsi le prix de fabrication d'un substitut de moelle épinière instrumenté s'élève à :

$$P = \frac{1}{85\%} \left(\frac{6,06}{480} + \frac{89,64}{1068} \right) = 0,11 \text{ \$CAD}$$

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Aebi, M. (2010). Classification of thoracolumbar fractures and dislocations. *European Spine Journal*, 19(Suppl 1), 2-7. doi: 10.1007/s00586-009-1114-6. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2899723/>
- Ahmad, A. (2012). *Design, Modeling, Fabrication and Testing of a Piezoresistive-Based Tactile Sensor for Minimally Invasive Surgery Applications* (Concordia University, Montreal).
- Al-Fakih, E., Osman, N. A. A., & Adikan, F. R. M. (2012). The Use of Fiber Bragg Grating Sensors in Biomechanics and Rehabilitation Applications: The State-of-the-Art and Ongoing Research Topics. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 12(10), 12890-12926. doi: 10.3390/s121012890. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3545548/>
- Allen, B. L., Jr., Ferguson, R. L., Lehmann, T. R., & O'Brien, R. P. (1982). A mechanistic classification of closed, indirect fractures and dislocations of the lower cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 7(1), 1-27.
- Alpantaki, K., Bano, A., Pasku, D., Mavrogenis, A. F., Papagelopoulos, P. J., Sapkas, G. S., . . . Ktonis, P. (2010). Thoracolumbar burst fractures: a systematic review of management. *Orthopedics*, 33(6), 422-429. doi: 10.3928/01477447-20100429-24
- Arès, A., & Marcoux, J. (1970). *Électricité*. Montréal: Lidec.
- Asch, G. (2010). *Les capteurs en instrumentation industrielle*. Dunod.
- Atlas, S. W., Regenbogen, V., Rogers, L. F., & Kim, K. S. (1986). The radiographic characterization of burst fractures of the spine. *AJR Am J Roentgenol*, 147(3), 575-582. doi: 10.2214/ajr.147.3.575
- Ball, G. A., & Morey, W. W. (1994). Compression-tuned single-frequency Bragg grating fiber laser. *Optics Letters*, 19(23), 1979-1981. doi: 10.1364/OL.19.001979. Repéré à <http://ol.osa.org/abstract.cfm?URI=ol-19-23-1979>
- Bartlett, R. D., Choi, D., & Phillips, J. B. (2016). Biomechanical properties of the spinal cord: implications for tissue engineering and clinical translation. *Regen Med*, 11(7), 659-673. doi: 10.2217/rme-2016-0065
- Bechard, D., Dobbins, R., Morisset, P., Hydro, Q., & Qualité et gestion du, c. (1997). *Le QFD : écouter vos clients pour mieux les satisfaire*. [Montréal]: Hydro-Québec, Communication et environnement pour la vice-présidence, Qualité et gestion du changement.

- Bilston, L.-E. (2011). *Neural Tissue Biomechanics* (Vol. 3). Springer.
- Bilston, L. E., Meaney, D.F., Thibault, L. (1993). *The development of a physical model to measure strain in a surrogate spinal cord during hyperflexion and hyperextension* présentée à IRCOBI Conference, Eindhoven, Netherlands.
- Bilston, L. E., & Thibault, L. E. (1996). The mechanical properties of the human cervical spinal cord in vitro. *Ann Biomed Eng*, 24(1), 67-74.
- Bilston, L. E., & Thibault, L. E. (1997). Biomechanics of cervical spinal cord injury in flexion and extension: A physical model to estimate spinal cord deformations. *International Journal of Crashworthiness*, 2(2), 207-218.
doi: 10.1533/cras.1997.0044. Repéré à <http://dx.doi.org/10.1533/cras.1997.0044>
- Bloomfield, I. G., Johnston, I. H., & Bilston, L. E. (1998). Effects of proteins, blood cells and glucose on the viscosity of cerebrospinal fluid. *Pediatr Neurosurg*, 28(5), 246-251.
- Boisclair, D. (2012). *Études des fractures vertébrales traumatiques sur un modèle porcine* (Université du Québec, Montréal).
- Boisclair, D., Mac-Thiong, J. M., Parent, S., & Petit, Y. (2013). Compressive loading of the spine may affect the spinal canal encroachment of burst fractures. *J Spinal Disord Tech*, 26(6), 342-346. doi: 10.1097/BSD.0b013e318246b180
- Brady, S., Diamond, D., & Lau, K.-T. (2005). Inherently conducting polymer modified polyurethane smart foam for pressure sensing. *Sensors and Actuators A: Physical*, 119(2), 398-404. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2004.10.020>.
Repéré à <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092442470400771X>
- Carter, J. W., Mirza, S. K., Tencer, A. F., & Ching, R. P. (2000). Canal geometry changes associated with axial compressive cervical spine fracture. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(1), 46-54.
- Chang, D. G., Tencer, A. F., Ching, R. P., Treece, B., Senft, D., & Anderson, P. A. (1994). Geometric changes in the cervical spinal canal during impact. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19(8), 973-980.
- Chang, G. L., Hung, T. K., Bleyaert, A., & Jannetta, P. J. (1981). Stress-strain measurement of the spinal cord of puppies and their neurological evaluation. *J Trauma*, 21(9), 807-810.
- Cheriyian, T., Ryan, D. J., Weinreb, J. H., Cheriyian, J., Paul, J. C., Lafage, V., . . . Errico, T. J. (2014). Spinal cord injury models: a review. *Spinal Cord*, 52(8), 588-595. doi: 10.1038/sc.2014.91

- Ching, R. P., Watson, N. A., Carter, J. W., & Tencer, A. F. (1997). The effect of post-injury spinal position on canal occlusion in a cervical spine burst fracture model. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(15), 1710-1715.
- Clarke, E. C., Cheng, S., & Bilston, L. E. (2009). The mechanical properties of neonatal rat spinal cord in vitro, and comparisons with adult. *Journal of Biomechanics*, 42(10), 1397-1402. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.008>.
Repéré à <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929009002085>
- Denis, F. (1983). The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*, 8(8), 817-831.
- Desmorat, J. B., A. Chaboche, J-L. Lemaitre, J. (2009). *Mécanique des matériaux solides* (Vol. 3).
- Facchinello, Y., Wagnac, E., Ung, B., Petit, Y., Pradhan, P., Peyrache, L. M., & Mac-Thiong, J. M. (2017). Development of an instrumented spinal cord surrogate using optical fibers: A feasibility study. *Med Eng Phys*. doi: 10.1016/j.medengphy.2017.06.033
- Fiford, R. J., & Bilston, L. E. (2005). The mechanical properties of rat spinal cord in vitro. *J Biomech*, 38(7), 1509-1515. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.07.009
- Fradet, L., Arnoux, P. J., Ranjeva, J. P., Petit, Y., & Callot, V. (2014). Morphometrics of the entire human spinal cord and spinal canal measured from in vivo high-resolution anatomical magnetic resonance imaging. *Spine (Phila Pa 1976)*, 39(4), E262-269. doi: 10.1097/brs.0000000000000125
- Fradet, L., Cliche, F., Petit, Y., Mac-Thiong, J. M., & Arnoux, P. J. (2016). Strain rate dependent behavior of the porcine spinal cord under transverse dynamic compression. *Proc Inst Mech Eng H*. doi: 10.1177/0954411916655373
- Fujiwara, K., Yonenobu, K., Hiroshima, K., Ebara, S., Yamashita, K., & Ono, K. (1988). Morphometry of the cervical spinal cord and its relation to pathology in cases with compression myelopathy. *Spine (Phila Pa 1976)*, 13(11), 1212-1216.
- Gail Reed, S. (2005). *The human spinal cord: An improved physical model* (University of British Columbia).
- Gellad, F., Rao, K. C., Joseph, P. M., & Vigorito, R. D. (1983). Morphology and dimensions of the thoracic cord by computer-assisted metrizamide myelography. *AJNR Am J Neuroradiol*, 4(3), 614-617.

- Hall, R. M., Oakland, R. J., Wilcox, R. K., & Barton, D. C. (2006). Spinal cord-fragment interactions following burst fracture: an in vitro model. *J Neurosurg Spine*, 5(3), 243-250. doi: 10.3171/spi.2006.5.3.243
- Hongo, M., Abe, E., Shimada, Y., Murai, H., Ishikawa, N., & Sato, K. (1999). Surface strain distribution on thoracic and lumbar vertebrae under axial compression. The role in burst fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(12), 1197-1202.
- Hung, T.-K., Chang, G.-L., Lin, H.-S., Walter, F. R., & Bunegin, L. (1981). Stress-strain relationship of the spinal cord of anesthetized cats. *Journal of Biomechanics*, 14(4), 269-276. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90072-5](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(81)90072-5).
Repéré à <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929081900725>
- Hung, T. K., Lin, H. S., Bunegin, L., & Albin, M. S. (1982). Mechanical and neurological response of cat spinal cord under static loading. *Surg Neurol*, 17(3), 213-217.
- Ichihara, K., Taguchi, T., Shimada, Y., Sakuramoto, I., Kawano, S., & Kawai, S. (2001). Gray matter of the bovine cervical spinal cord is mechanically more rigid and fragile than the white matter. *J Neurotrauma*, 18(3), 361-367. doi: 10.1089/08977150151071053
- Ivancic, P. C. (2014). Biomechanics of Thoracolumbar Burst and Chance-Type Fractures during Fall from Height. *Global Spine Journal*, 4(3), 161-168. doi: 10.1055/s-0034-1381729. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4111950/>
- Jones, C. F., Kroeker, S. G., Cripton, P. A., & Hall, R. M. (2008). The effect of cerebrospinal fluid on the biomechanics of spinal cord: an ex vivo bovine model using bovine and physical surrogate spinal cord. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(17), E580-588. doi: 10.1097/BRS.0b013e31817ecc57
- Kalantari, M., Dargahi, J., Kövecses, J., Mardasi, M. G., & Nouri, S. (2012). A New Approach for Modeling Piezoresistive Force Sensors Based on Semiconductive Polymer Composites. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(3), 572-581. doi: 10.1109/TMECH.2011.2108664
- Kameyama, T., Hashizume, Y., & Sobue, G. (1996). Morphologic features of the normal human cadaveric spinal cord. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(11), 1285-1290.
- Kearney, P. A., Ridella, S. A., Viano, D. C., & Anderson, T. E. (1988). Interaction of contact velocity and cord compression in determining the severity of spinal cord injury. *J Neurotrauma*, 5(3), 187-208. doi: 10.1089/neu.1988.5.187
- Keynan, O., Fisher, C. G., Vaccaro, A., Fehlings, M. G., Oner, F. C., Dietz, J., . . . Dvorak, M. (2006). Radiographic measurement parameters in thoracolumbar fractures: a systematic review and consensus statement of the spine trauma study group. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(5), E156-165. doi: 10.1097/01.brs.0000201261.94907.0d

- Ko, H. Y., Park, J. H., Shin, Y. B., & Baek, S. Y. (2004). Gross quantitative measurements of spinal cord segments in human. *Spinal Cord*, 42(1), 35-40. doi: 10.1038/sj.sc.3101538
- Kroeker, S. G., Morley, P. L., Jones, C. F., Bilston, L. E., & Cripton, P. A. (2009). The development of an improved physical surrogate model of the human spinal cord--tension and transverse compression. *J Biomech*, 42(7), 878-883. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.01.036
- Krueger, H., Noonan, V. K., Trenaman, L. M., Joshi, P., & Rivers, C. S. (2013). The economic burden of traumatic spinal cord injury in Canada. *Chronic Dis Inj Can*, 33(3), 113-122.
- Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., & Mueller, E. J. (2009). Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury*, 40(2), 166-172. doi: 10.1016/j.injury.2008.06.040
- Lok A, E. H., Masih; J. Sparrey, Carolyn; Fraser, Simon. (2011). The Development and Validation of a Physical Surrogate of Human Spinal Dura Mater.
- Luna, C., Detrick, L., Shah, S. B., Cohen, A. H., & Aranda-Espinoza, H. (2013). Mechanical properties of the lamprey spinal cord: uniaxial loading and physiological strain. *J Biomech*, 46(13), 2194-2200. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.06.028
- Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S. D., Harms, J., & Nazarian, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*, 3(4), 184-201.
- Mamunya, Y. P., Davydenko, V. V., Pissis, P., & Lebedev, E. V. (2002). Electrical and thermal conductivity of polymers filled with metal powders. *European Polymer Journal*, 38(9), 1887-1897. doi: [http://doi.org/10.1016/S0014-3057\(02\)00064-2](http://doi.org/10.1016/S0014-3057(02)00064-2). Repéré à <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0014305702000642>
- Netter, F. H. (2011). *Atlas of human anatomy*. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier.
- Nuckley, D. J., Konodi, M. A., Raynak, G. C., Ching, R. P., & Mirza, S. K. (2002). Neural space integrity of the lower cervical spine: effect of normal range of motion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(6), 587-595.
- Oakland, R. J., Hall, R. M., Wilcox, R. K., & Barton, D. C. (2006). The biomechanical response of spinal cord tissue to uniaxial loading. *Proc Inst Mech Eng H*, 220(4), 489-492. doi: 10.1243/09544119jeim135
- Ochia, R. S., & Ching, R. P. (2002). Internal pressure measurements during burst fracture formation in human lumbar vertebrae. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(11), 1160-1167.

- Panjabi, M. M., Kato, Y., Hoffman, H., Cholewicki, J., & Krag, M. (2000). A study of stiffness protocol as exemplified by testing of a burst fracture model in sagittal plane. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(21), 2748-2754.
- Panjabi, M. M., Kifune, M., Wen, L., Arand, M., Oxland, T. R., Lin, R. M., . . . Vasavada, A. (1995). Dynamic canal encroachment during thoracolumbar burst fractures. *J Spinal Disord*, 8(1), 39-48.
- Panjabi, M. M., & White, A. A., 3rd. (1980). Basic biomechanics of the spine. *Neurosurgery*, 7(1), 76-93.
- Patel, A. A., Hurlbert, R. J., Bono, C. M., Bessey, J. T., Yang, N., & Vaccaro, A. R. (2010). Classification and surgical decision making in acute subaxial cervical spine trauma. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(21 Suppl), S228-234. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181f330ae
- Persson, C., McLure, S. W., Summers, J., & Hall, R. M. (2009). The effect of bone fragment size and cerebrospinal fluid on spinal cord deformation during trauma: an ex vivo study. *J Neurosurg Spine*, 10(4), 315-323. doi: 10.3171/2009.1.spine08286
- Pickett, G. E., Campos-Benitez, M., Keller, J. L., & Duggal, N. (2006). Epidemiology of traumatic spinal cord injury in Canada. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(7), 799-805. doi: 10.1097/01.brs.0000207258.80129.03
- Pintar, F. A., Schlick, M. B., Yoganandan, N., & Maiman, D. J. (1996). Instrumented artificial spinal cord for human cervical pressure measurement. *Biomed Mater Eng*, 6(3), 219-229.
- Purdy, P. D., White, C. L., 3rd, Baer, D. L., Frawley, W. H., Reichard, R. R., Pride, G. L., Jr., . . . Yetkin, Z. (2004). Percutaneous translumbar spinal cord compression injury in dogs from an angioplasty balloon: MR and histopathologic changes with balloon sizes and compression times. *AJNR Am J Neuroradiol*, 25(8), 1435-1442.
- Ramakrishnan, M., Rajan, G., Semenova, Y., & Farrell, G. (2016). Overview of Fiber Optic Sensor Technologies for Strain/Temperature Sensing Applications in Composite Materials. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 16(1), 99. doi: 10.3390/s16010099. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4732132/>
- Raynak, G. C., Nuckley, D. J., Tencer, A. F., & Ching, R. P. (1998). Transducers for dynamic measurement of spine neural-space occlusions. *J Biomech Eng*, 120(6), 787-791.
- Saari, A., Itshayek, E., & Crompton, P. A. (2011). Cervical spinal cord deformation during simulated head-first impact injuries. *Journal of Biomechanics*, 44(14), 2565-2571. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.06.015>. Repéré à <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192901100460X>

- Salençon, J. (1983). *Viscoelasticite*. Paris: Presses de l'École nationale des ponts et chaussées.
- Scicchitano, B. (2015). *Design and characterization of an improved canal occlusion transducer* (University of British Columbia, Vancouver).
- Sherman, J. L., Nassaux, P. Y., & Citrin, C. M. (1990). Measurements of the normal cervical spinal cord on MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol*, *11*(2), 369-372.
- Singh, A., Tetreault, L., Kalsi-Ryan, S., Nouri, A., & Fehlings, M. G. (2014). Global prevalence and incidence of traumatic spinal cord injury. *Clinical Epidemiology*, *6*, 309-331. doi: 10.2147/CLEP.S68889.
Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4179833/>
- Singh, K., Vaccaro, A. R., Eichenbaum, M. D., & Fitzhenry, L. N. (2004). The surgical management of thoracolumbar injuries. *J Spinal Cord Med*, *27*(2), 95-101.
- Sircar, A. K., Voet, A., & Cook, F. R. (1971). Relaxation of Stress and Electrical Resistivity in Carbon-Filled Vulcanizates at Moderate and High Extensions. *Rubber Chemistry and Technology*, *44*(1), 185-198. doi: 10.5254/1.3547353.
Repéré à <http://rubberchemtechnol.org/doi/abs/10.5254/1.3547353>
- Spiegel, M. R. (2002). *Statistique*. Paris]: Ediscience , Dunod.
- Stokes, B. T. (1992). Experimental spinal cord injury: a dynamic and verifiable injury device. *J Neurotrauma*, *9*(2), 129-131; discussion 131-124. doi: 10.1089/neu.1992.9.129
- Thijssen, H. O., Keyser, A., Horstink, M. W., & Meijer, E. (1979). Morphology of the cervical spinal cord on computed myelography. *Neuroradiology*, *18*(2), 57-62.
- Tran, N. T., Watson, N. A., Tencer, A. F., Ching, R. P., & Anderson, P. A. (1995). Mechanism of the burst fracture in the thoracolumbar spine. The effect of loading rate. *Spine (Phila Pa 1976)*, *20*(18), 1984-1988.
- Tsai, K. H., Chang, G. L., & Lin, R. M. (1997). Differences in mechanical response between fractured and non-fractured spines under high-speed impact. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *12*(7-8), 445-451.
- Tunturi, A. R. (1978). Elasticity of the spinal cord, pia, and denticulate ligament in the dog. *J Neurosurg*, *48*(6), 975-979. doi: 10.3171/jns.1978.48.6.0975
- Vaccaro, A. R., Lehman, R. A., Jr., Hurlbert, R. J., Anderson, P. A., Harris, M., Hedlund, R., . . . Oner, F. C. (2005). A new classification of thoracolumbar injuries: the importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status. *Spine (Phila Pa 1976)*, *30*(20), 2325-2333.

- Voet, A., Cook, F. R., & Sircar, A. K. (1971). Relaxation of Stress and Electrical Resistivity in Carbon-Filled Vulcanizates at Minute Shear Strains. *Rubber Chemistry and Technology*, 44(1), 175-184. doi: 10.5254/1.3547352.
Repéré à <http://rubberchemtechnol.org/doi/abs/10.5254/1.3547352>
- Wilcox, R. K., Allen, D. J., Hall, R. M., Limb, D., Barton, D. C., & Dickson, R. A. (2004). A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach. *Eur Spine J*, 13(6), 481-488. doi: 10.1007/s00586-003-0625-9. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14714241>
- Wilcox, R. K., Boerger, T. O., Allen, D. J., Barton, D. C., Limb, D., Dickson, R. A., & Hall, R. M. (2003). A dynamic study of thoracolumbar burst fractures. *J Bone Joint Surg Am*, 85-a(11), 2184-2189.
- Wilcox, R. K., Boerger, T. O., Hall, R. M., Barton, D. C., Limb, D., & Dickson, R. A. (2002). Measurement of canal occlusion during the thoracolumbar burst fracture process. *J Biomech*, 35(3), 381-384.
- Wu, A. M., Wang, X. Y., Zhao, H. Z., Lin, S. L., Xu, H. Z., & Chi, Y. L. (2014). An imaging study of the compressed area, bony fragment area, and the total fracture-involved area in thoracolumbar burst fractures. *J Spinal Disord Tech*, 27(4), 207-211.
doi: 10.1097/BSD.0b013e3182a22a77
- Yan, Y.-B., Qi, W., Wu, Z.-X., Qiu, T.-X., Teo, E.-C., & Lei, W. (2012). Finite Element Study of the Mechanical Response in Spinal Cord during the Thoracolumbar Burst Fracture. *PLoS ONE*, 7(9), e41397. doi: 10.1371/journal.pone.0041397. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3454413/>
- Yu, Y. L., du Boulay, G. H., Stevens, J. M., & Kendall, B. E. (1985). Morphology and measurements of the cervical spinal cord in computer-assisted myelography. *Neuroradiology*, 27(5), 399-402. doi: 10.1007/BF00327602.
Repéré à <http://dx.doi.org/10.1007/BF00327602>
- Zaaroor, M., Kosa, G., Peri-Eran, A., Maharil, I., Shoham, M., & Goldsher, D. (2006). Morphological study of the spinal canal content for subarachnoid endoscopy. *Minim Invasive Neurosurg*, 49(4), 220-226. doi: 10.1055/s-2006-948000
- Zhang, K., Qian, X., Mei, X., & Liu, Z. (2014). An inverse method to determine the mechanical properties of the iris in vivo. *BioMedical Engineering OnLine*, 13, 66-66. doi: 10.1186/1475-925X-13-66.
Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4047431/>
- Zhu, Q., Lane, C., Ching, R. P., Gordon, J. D., Fisher, C. G., Dvorak, M. F., . . . Oxland, T. R. (2008). Translational constraint influences dynamic spinal canal occlusion of the

thoracic spine: an in vitro experimental study. *J Biomech*, 41(1), 171-179. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.06.030

Zurita, M., Aguayo, C., Bonilla, C., Otero, L., Rico, M., Rodriguez, A., & Vaquero, J. (2012). The pig model of chronic paraplegia: a challenge for experimental studies in spinal cord injury. *Prog Neurobiol*, 97(3), 288-303. doi: 10.1016/j.pneurobio.2012.04.005